

T.C.
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**AŞIRI HARABİYET GÖSTEREN KÖK KANALLARINDA SİNGLE
ADJUSTABLE POST SİSTEMİNİN KULLANILMASININ
BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİ**

Dt. Eren VAR

UZMANLIK TEZİ

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Oğuz YOLDAŞ**

ADANA-2024

T.C.
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**AŞIRI HARABİYET GÖSTEREN KÖK KANALLARINDA SINGLE
ADJUSTABLE POST SİSTEMİNİN KULLANILMASININ
BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİ**

Dt. Eren VAR

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Oğuz YOLDAŞ

Bu araştırma Çukurova Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından TDH-2023-15829 proje numarası ile desteklenmiştir.

ADANA-2024

KABUL ve ONAY

Uzmanlık Programı Çerçevesinde yürütölmüş olan
“Aşırı Harabiyet Gösteren Kök Kanallarında Single Adjustable Post Sisteminin
Kullanılmasının Bağlanma Dayanımına Etkisi”
adlı çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tarihi: 28/11/2024

TEZ SINAV JÜRİSİ

Çukurova Üniversitesi
Başkan

Çukurova Üniversitesi
Üye

Çukurova Üniversitesi
Üye

Yukarıdaki Tez, Yönetim Kurulunun 04/12/2024 tarih ve 46/1 sayılı kararı ile
kabul edilmiştir.



İÇİNDEKİLER

KABUL ve ONAY	ii
TEŞEKKÜR.....	Error! Bookmark not defined.
İÇİNDEKİLER	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	viii
ÖZET	ix
ABSTRACT.....	x
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerde Tedavi Sonrası Görülen Değişimler	4
2.1.1. Fiziksel Değişimler	4
2.1.2. Estetik Değişimler	5
2.2. Kök Kanal Tedavisi Uygulanmış Dişlerin Daimî Restorasyonu	5
2.3. Post -Kor Uygulanması.....	6
2.3.1. Post-Kor Sistemlerin Tarihi.....	7
2.4. Kanal İçi Post Endikasyonları ve Kontrendikasyonları	7
2.5. Post-Core Restorasyonların Başarısını Etkileyen Nedenler	8
2.6. Post-Kor Restorasyonların Avantajları	9
2.7. Post-Kor Restorasyonların Dezavantajları.....	10
2.8. Post Yapılarının İçermesi Gerektiği Optimal Nitelikler.....	10
2.9. Post Seçiminde Dikkat Edilecek Hususlar.....	11
2.10. Üretim Şekillerine Göre Postların Sınıflandırılması	13
2.10.1. Döküm Postlar	13
2.10.2. Prefabrik Postlar	13
2.11. Prefabrik Postların Sınıflandırılması.....	14
2.11.1. Yüzey Niteliklerine Göre Prefabrik Postların Sınıflandırılması	14
2.11.1.1. Pasif Postlar	14
2.11.1.2. Aktif Postlar	16
2.11.2. Kullanılan Materyallere Göre Prefabrik Postlar	18
2.11.2.1. Metal Postlar	18

2.11.2.2. Fiber Postlar	19
2.11.2.2.1. Karbon Fiber Postlar	23
2.11.2.2.2. Kuartz Fiber Postlar	24
2.11.2.2.3. Cam Fiberler ile Güçlendirilen Epoksi Resin Postlar	24
2.11.2.2.4. Polietilen Fiber Postlar	25
2.11.2.2.5. Aramid Fiber Postlar	26
2.12. Single Adjustable Post (SAP)	26
2.13. Post Boşluğu Hazırlama Yöntemleri	27
2.13.1. Kimyasal Yöntem.....	27
2.13.2. Fiziksel Yöntem	27
2.13.2.1. Isı Kullanımı.....	27
2.13.2.2. Döner Aletler	27
2.13.2.3. Kombine Yöntem	27
2.14. Postların Simantasyonunda Kullanılan Materyaller	28
2.14.1. Çinko Fosfat Siman	28
2.14.2. Polikarboksilat Siman.....	28
2.14.3. Cam İyonomer Siman	29
2.14.4. Resin Simanlar	29
2.15. Bağlanma Dayanımı	31
2.15.1. Bağlanma (Adezyon).....	31
2.15.2. Makaslama (Shear Bond Strength).....	31
2.15.3. Gerilim (Tensile Bond Strength)	31
2.15.4. Dışarı itme (Push-out) Testi.....	32
2.16. Ağız İçi Koşulları Taklit Etmek İçin Kullanılan Simülasyon Yöntemleri	32
2.16.1. Termal Siklus ile Yaşlandırma Yöntemi	32
2.16.2. Bekletme ile Yaşlandırma Yöntemi	33
2.16.3. Oklüzal Yükleme ile Yaşlandırma Yöntemi	33
2.16.4. Çiğneme Simülatörü Kullanılarak Yaşlandırma Yöntemi	33
3. GEREÇ VE YÖNTEM	36
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	36
3.2. Örneklerin Kök Kanal Tedavilerinin Yapılması.....	38

3.3. Post Boşluğunun Açılması	39
3.4. Postların Simantasyonu ve Rezin Kor Yapısının Oluşturulması.....	40
3.5. Akrilik Blokların Elde Edilmesi	42
3.6. Çiğneme Simülasyonu ve Push-Out Testi.....	44
3.6.1. Çiğneme Simülatörü	44
3.6.2. Kökün Hassas Kesim İşlemi ile Dilimlenmesi	45
3.6.3. Testometrik Test Cihazında Push-Out Test Düzenekinin Hazırlanması ...	48
3.6.4. Kuvvet Uygulanması.....	50
3.6.5. Bağlanma Dayanımının Hesaplanması	50
3.6.6. Bağlanma Hatalarının Sınıflandırılması.....	51
3.7. İstatiksel Analiz.....	51
4. BULGULAR.....	52
4.1. Push-out bağlanma dayanımı.....	52
4.2. Kopma Tipi Analizi.....	54
5. TARTIŞMA.....	57
6. SONUÇLAR.....	74
KAYNAKÇA	75
ÖZGEÇMİŞ	88
EKLER.....	89
Ek 1. Etik Kurul Kararı.....	89
Ek-2. Akademik Kurul Kararı.....	90

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No:

Sayfa No:

Şekil 3.1. Grupların rastgele oluşturulması ve her gruptaki diş numaraları	37
Şekil 3.2. Örneklerin şematik çizimi	38
Şekil 3.3. Kanal dolumu yapılmış örnek diş	39
Şekil 3.4. Post yuvalarının açılması.....	40
Şekil 3.5. Dijital Ölçüsü Alınmış Bir Örnek Grubu	41
Şekil 3.6. Metal kuronların polikarboksilat siman ile daimi simante edildiği örnekler .	42
Şekil 3.7. Daldırma mum yöntemiyle köklerin mumla kaplanmış hali	43
Şekil 3.8. Dişlerin akrilik bloklara gömülüp A tipi silikon uygulanmış hali (Silikon Temizlenmemiş)	43
Şekil 3.9. Dişlerin akrilik bloklara gömülmüş hali (Silikonlar Temizlenmiş).....	44
Şekil 3.10. Çiğneme Simülatörünün Bir Fotoğrafı	45
Şekil 3.11: Çiğneme Simülatörüne Yerleştirilmiş Bir Örnek	45
Şekil 3.12. Dentin disklerinin hassas kesme cihazında oluşturulması	46
Şekil 3.13. Dilimleme sırası ve kullanılacak dentin disklerinin gösterilmesi	47
Şekil 3.14. Dentin disklerinin şeması	47
Şekil 3.15. Dilimlenmiş dentin diskleri örnekleri.....	48
Şekil 3.16. Dentin disklerinin kalınlıklarının elektrikli kumpasla kontrolü	48
Şekil 3.17. Universal Testometrik Cihazı (Testometric X350-20, İngiltere).....	49
Şekil 3.18. Dentin disklerine push-out testinin yapılması	49
Şekil 4.1. Grupların koronal, orta ve apikal kök bölgeleri için push-out bağlanma dayanımı ortalama ve standart sapma değerleri ve istatistiksel analizi	52
Şekil 4.2. Grupların toplam push-out bağlanma dayanımı ortalama ve standart sapma değerleri ve istatistiksel karşılaştırması	53
Şekil 4.3. Grupların kök bölgelerine göre gruplarda görülen kopma tiplerinin yüzdelik değerleri	54
Şekil 4.4. Kopma tiplerinin örneklerle gösterilmesi.....	55
Şekil 4.5. Kopma Tiplerinin Gruplara Göre Genel Dağılımı	56

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

°C: Santigrat derece

10-MDP: 10-Metakriloksidekil Dihidrojen Fosfat

4-META: 4-Metakrilooksietil trimellitat anhidrit

Bis-GMA: Bisfenol A-Glisidil Metakrilat

cm: santimetre

EDTA: Etilendiamin Tetraasetik Asit

GPa: Gigapaskal

Hz: Hertz

LED: Light Emitting Diode

ml: mililitre

mm: milimetre

MPa: Megapaskal

N: newton

n: örnek boyutu

NaOCl: Sodyum Hipoklorit

QTH: Quartz Tungsten Halojen

SAP : Single Adjustable Post

ÖZET

Aşırı Harabiyet Gösteren Kök Kanallarında Single Adjustable Post Sisteminin Kullanılmasının Bağlanma Dayanımına Etkisi

Bu in-vitro tez çalışması single adjustable post sisteminin kendi içinde sistemin bir parçası olan fiber kılıfın bağlanma dayanımına etkisini çigneme simülatöründe yaşlandırarak ve yaşlandırma olamadan değerlendirmeyi amaçlamıştır.

Bu çalışmada 60 adet tek ve düz köklü mandibular premolar dişler kullanılmıştır. Dişler her grupta 15 adet olacak şekilde rastgele 4 gruba ayrılmıştır. Dişlerin yarısında fiber kılıf kullanılırken diğer yarısında kullanılmamıştır gruplar iki alt gruba ayrılarak fiber kılıf kullanılan ve kullanılmayan örneklerin yarısı çigneme simülatörü aracılığıyla yaşlandırma uygulanmıştır ve toplamda 4 grup oluşmuştur (n=15). Daha sonra bu örnekler hassas kesme cihazında 1 mm kalınlığında dilimlenmiştir ve koronal orta ve apikal üçlüye denk gelen 3 disk elde edilmiştir. Daha sonra bu disklere üniversal testometrik cihazında push-out test uygulanıp en yüksek değer Newton cinsinden kaydedilmiştir. Bağlanma dayanımı elde edilen en yüksek değer dentinin yüzey alanına bölünerek bağlanma dayanımı hesaplanmıştır. Daha sonra örnekler 40x büyütme altında operasyon mikroskobu ile incelenip kopma tipleri tespit edilmiştir. Tek yönlü ANOVA ve Tukey testleri ile istatistiksel analizler yapılmıştır ($p=0.05$).

En yüksek bağlanma dayanımı kılıf kullanılan S grubunda tespit edilmiştir ve P grubundan önemli derecede farklıdır ($p<0.001$). En yüksek bağlanma dayanımı değerleri tüm gruplar karşılaştırıldığında koronal üçlüde gözlenmiştir. Orta ve apikal kesite göre anlamlı derecede yüksektir ($p<0.05$). S ve S+Ç grupları bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında anlamlı fark bulunmuştur ($p=0.029$). P ve P+Ç karşılaştırıldığında anlamlı bir fark görülmemiştir ($p=0.999$). Kopma tipleri arasında en çok oran dentin siman arası adezyon kopma görülmüştür.

Bu çalışmanın limitasyonları dahilinde fiber kılıf bağlanma dayanımını arttırmaktadır. Yaşlandırma uygulamaları bağlanma dayanımı değerlerini düşürse bile kılıfsız gruplarda istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturmazken kılıf kullanılan gruplarda istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Bağlanma dayanımı, kök kanalı, push-out, single adjustable post, çigneme simülatörü, fiber post

ABSTRACT

The Effect of Single Adjustable Post System on Bond Strength in Severely Damaged Root Canals

This in vitro study aimed to evaluate the effect of fiber sleeve, as part of a single adjustable post system, on bond strength in root canals, both with and without aging in a chewing simulator.

Sixty single-rooted mandibular premolar teeth were selected for the study. The teeth were divided into two groups: one with fiber kilfs and one without. Each group was further divided into two subgroups, with half of the samples in each group subjected to aging in a chewing simulator, resulting in four groups (n=15). Each sample was sectioned into 1 mm thick slices using a precision cutting device, yielding three discs corresponding to the coronal, middle, and apical thirds of the root. Push-out tests were performed on these discs using a universal testing machine, and the peak force (in Newtons) was recorded. Bond strength was calculated by dividing the peak force by the surface area of the dentin. Fracture types were analyzed under 40x magnification with an operating microscope. Statistical analysis was conducted using one-way ANOVA and Tukey's tests ($p=0.05$).

The highest bonding strength was observed in the S group, where the kilf was used, and it was significantly different from the P group ($p<0.001$). When all groups were compared, the highest bonding strength values were found in the coronal third, which was significantly higher than in the middle and apical sections ($p<0.05$). A significant difference was found when comparing the bonding strengths of the S and S+Ç groups ($p=0.029$), whereas no significant difference was observed between the P and P+Ç groups ($p=0.999$). Among the fracture types, adhesive failure between dentin and cement was the most common.

Within the limitations of this study, the fiber sleeve enhances bonding strength. Although aging procedures reduce bonding strength values, no statistically significant difference was observed in the sleeveless groups, whereas a statistically significant difference was noted in the groups where the sleeve was used.

Keywords: Bonding strength, root canal, push-out, single adjustable post, chewing simulator, fiber post

1. GİRİŞ

Günümüzde, dişlerin sadece kök kısımları ağız içinde bulunsu dahi, başarı sağlamış bir kök kanal tedavisi sonrasında, modern materyallerin kullanılmasıyla bu dişlerin ağızda kalması mümkün hale gelmiştir (1,2). Bu yöntemlerden biri de kanal içi post sistemlerinin kullanımıdır. Kanal içi postlar birçok malzemeden üretilir. Bunlar paslanmaz çelik postlar, titanyum postlar, seramik postlar veya cam fiber postlar bu postlardan birkaçıdır. Fiziksel özellikleri dentine daha yakın materyallerin kullanımı daha çok önem kazanmıştır (3). Fiber postların daha düşük elastiklik modülü ve dentine yakın bir katılığı olduğu için, kök içindeki stres azalır, kuvvetlerin köke daha homojen bir şekilde iletilmesi sağlanır ve kök kırığı oluşumu riski düşer (4). Kullanırken sağladığı kolaylıklar, tek seansta uygulanabilmeleri, biyokimyasal hasara karşı dirençli olmaları ve estetik avantajları nedeniyle hekimlerin tercihi olmuştur (5).

Endodontik tedavi görmüş dişlerde, kaybedilen doku miktarına göre, daimî üst yapıların uygulanabilmesi için post-kor daimî restorasyonlarına gerek duyulmaktadır. Bu restorasyonlar, kök kanal tedavisi sonrasında yapılan üst yapı uygulamalarına destek sağlamakta ve restorasyonun dişe tutunmasını artırarak dişlerin fonksiyon göstermesine destekte bulunmaktadır (6–8). Cam-fiber (6) postların kök kanalı içinde tutulması, uzunluk, çap ve yüzey tipi (tırtıklı silindirik, pürüzsüz silindirik, konik ve çift konik) gibi özelliklerine ve aynı zamanda siman materyalinin tipine ve yerleştirme tekniğine, simantasyon materyaline ve adeziv arayüzün bütünlüğüne bağlıdır (9–11).

Önemli bir diğer konu da rezin siman kalınlığıdır; çünkü çalışmalar, cam fiber postun push-out testlerinde bağlanma dayanımının (PBS), daha kalın bir rezin siman tabakasının kullanılmasıyla önemli ölçüde daha düşük olduğunu göstermiştir (12–14). Bu, polimerizasyon büzülmesini maksimuma çıkaran ve boşluklu rezin siman katmanlarıyla sonuçlanan C faktörüne atfedilebilir (15,16). Bu nedenle cam fiber postun seçiminde kök kanal anatomisi göz önünde bulundurulmalıdır çünkü kesitler bukkolingual ve meziodistal boyutlara göre değişiklik gösterebilir; cam fiber postun simantasyonu sırasında rezin siman kalınlığını etkileyebilecek dairesel, oval, çok oval ve düzleştirilmiş özelliklere sahiptir (17–19).

Kök kanalının özellikleri göz önüne alındığında, kompozit rezin ile kanala uyumlanmış anatomik bir post kullanımı veya multifilament bir post kullanımı gibi farklı

intradiküler yardımcı tipleri önerilmiştir. Bu yaklaşımlar, siman kalınlığını ve C faktörünü azaltmayı hedeflemektedir (20–25).

Son zamanlarda, biyomekanik hazırlık sırasında ek preparasyona gerek kalmadan kök kanalına adaptasyonu sağlayan evrensel silindirik bir post ve konik bir fiber kılıftan oluşan tek ayarlanabilir post (Splendor, Angelus, Londrina, Brezilya) sistemi geliştirilmiştir (Splendor, Angelus, Londrina, Brezilya). Ayrıca, özellikle kök kanallarının kutup bölgelerinde, homojen olarak dağılmış rezin simanın daha ince bir tabakasının kullanılmasını teşvik eder. Lopes ve ark. (26) göre single adjustable post kullanımı, anatomik postlara kıyasla dentin bağlanma dayanımı değerlerinin (PBS) artmasına neden oldu. Penteado ve ark. (23), yorulma mukavemeti testinde SAP'ın hem anatomik hem de geleneksel post tiplerine kıyasla stres dağılımında daha iyi davranış sergilediğini, daha fazla sayıda döngüye ve yük büyüklüğüne dayandığını vurguladı. Bununla birlikte, literatürde, oval veya aşırı harabiyet içeren kök kanallarındaki cam fiber postlar ile adeziv arayüz arasında meydana gelen bozulmanın veya olumsuz olayların ciddiyeti hakkında uzun vadeli kanıtlar bulunmamaktadır (24,25).

Literatür, endodontik tedavili dişlerde cam fiber postlarla yapılan restorasyonların fiber post, adeziv siman ile dentin arasında bulunan adeziv ara yüzeyindeki uyumsuzluğu ortaya koymuştur. Bu durum özellikle oval ve geniş kök kanallarında bulunmuştur, çünkü kök kanal sisteminin genişliği ile cam fiber postlar arasındaki uyumsuzluk, postların etrafında daha kalın bir rezin siman tabakasına neden olur, bu durum da bağlanma dayanımının ve dentin duvarına adaptasyonu bozar (25,27). Bu yüzden bu çalışmada kök kanalları için belirtilen SAP sistemi değerlendirilmesi hedeflendi.

Bu nedenle, SAP'ın iki aşamalı yapısını kullanarak, SAP'ı modifiye edip ürünü tüm örneklerde kullanılabilir hale getirebiliriz. Fiber kılıfların kullanıldığı ve kullanılmadığı grupları karşılaştırarak, kanal içerisindeki rezin miktarının bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini daha objektif bir şekilde değerlendirmek mümkün olabilir. Bu yaklaşım, grupları kendi içinde, farklı bir post türünün etkisinden bağımsız olarak karşılaştırmamızı sağlayabilir.

Bu çalışmada uygulanan yaşlandırma prosedürleri ve protetik üst yapılar, in-vitro bir çalışmanın klinik tabloyu taklit etmesi açısından önemlidir. Bu nedenle, bu in-vitro çalışmanın amacı; SAP sistemi kullanılarak kök kanalına yerleştirilen postların, fiber kılıfların kullanılmasıyla rezin siman miktarının azaltıldığı ve bu şekilde restore edilen

endodontik tedavi görmüş dişlerin biyomekanik performansını, fiber kılıf kullanılmayıp kanal içi rezin siman miktarının daha fazla olduğu şekilde restore edilen dişlerle karşılaştırmaktır. Bu karşılaştırma, özellikle aşırı harabiyetli kök kanal tedavisi görmüş dişlerde, simantasyonun başlangıç ve 12 ay sonraki zaman aralıklarındaki push-out bağlanma dayanımı ve adeziv ara yüz açısından yapılmıştır.

Çalışmanın H_0 hipotezleri şu şekilde sıralanmaktadır:

- i. Yaşlandırma uygulanmayan gruplarda, fiber kılıf kullanılan ve kullanılmayan grupların bağlanma dayanımı benzerdir.
- ii. Yaşlandırma uygulanan gruplarla yaşlandırma uygulanmayan grupların bağlanma dayanımı benzerdir.

2. GENEL BİLGİLER

Endodontik tedavi uygulanmış dişler; dentin ve mine kaybının yüksek boyutlarda olması nedeniyle dişte çatlak ile kırık gelişmesi daha kolay olur. Direkt veya indirekt restorasyonlar, sekonder ve kalan çürükler, fazla geniş yapılan post yuvası ve aşırı geniş yapılan kanal enstrümantasyonu veya kök kanal sistemindeki dentin kaybı gibi etkenler de doku kayıplarına sebep olan faktörler arasında yer almaktadır (28). Kanal tedavisi sonrasında restore edilen dişlerin kırılma kuvvetleri, arta kalan doku oranıyla doğrudan ilişkili olduğu için, mine ve dentini olabildiğince koruyarak minimal invaziv yöntemlerle çalışmak önemlidir (29). Eldeki sağlam diş yapısının kaybedildiği, fazla harap olmuş endodontik bir tedavi görmüş dişlerde, yetersiz koronal yapıya sahip olanlar için post-kor restorasyonları, kök kanalından destek alarak restorasyon yapılmasını mümkün kılmaktadır (30). Post restorasyonları ayrıca, çiğneme kuvvetlerinin daha dengeli dağılmasına imkân sağlayarak dişlerin bütünlüğünü korumaya yardımcı olmaktadır.

2.1. Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerde Tedavi Sonrası Görülen Değişimler

Bir endodontik tedavi, kök kanal yapısından mikroorganizmaların, bakteri biyofilmlerinin ve enfekte pulpa dokusunun uzaklaştırılmasını, kök kanal sisteminin şekillendirilmesini ve dezenfekte edilmesini, ardından da şekillendirilmiş kanalın dolgu materyali ile doldurulmasını içeren bir süreçtir (31). Kök kanal tedavisi görmüş dişler, canlı dişlere kıyasla belirli fiziksel ve estetik farklılıklar göstermektedir.

2.1.1. Fiziksel Değişimler

Kök kanal tedavisi geçirmiş dişlerin kırılma dayanımlarını etkileyen en büyük etmen sağ kalan koronal diş yapısının miktarıdır. Endodontik tedavi sonrası köklerin fiziksel ve yapısal olarak zayıflaması, endodontik tedavi sonrası dişin fonksiyon görmesi açısından önemlidir (32). Bu dezavantaj, kök kanal tedavisinden değil de sağlam diş dokusunun kaybedilmiş oranı ile bağlantılıdır. Bir kök kanal tedavisi yapılmış dişlerin kırılma ile gerilim kuvvetleri, kaybedilen sağlıklı diş dokusunun oranı ile paralel azalmaktadır (33). İn-vivo ve in-vitro çalışmalarda, dişin etrafını bütünüyle çevreleyen 2

mm'lik diş dokusunun bulunmasının, dişin kırılma direncini ve sağ kalımını büyük ölçüde arttırmakta olduğu görülmüştür (34). Bu etki dişlerin daimî restorasyonlarının yapımında son derece önemlidir ve Ferrule olarak tanımlanmaktadır (35,36).

2.1.2. Estetik Değişimler

Kök kanal tedavisi geçirmiş dişlerde sonraları rastlanan bir takım renk değişimleri, tedavinin kalitesini ciddi derecede etkileyen bir problem olarak görülüp, tedavi almış hastalarda %51-67 oranında memnuniyetsizliğe neden olmaktadır (37). Endodontik tedavide kullanılan bazı dental materyaller diş dokularında intrakoronel veya ekstrakoronel renklenmelere sebep olmaktadır (38). İlerleyen renk değişimlerinden, dentin tübüllerinin iç yapısına infiltre olan boyar materyallerin suçlu olduğu düşünülmektedir (39–41). Bu sebeple tercih edilen materyallerin seçimi ve kullanımında dikkatli olunmalıdır (42). Ayrıca, pulpa kalıntılarının tam olarak elimine edilememesi ve kanama sonrası oluşan hemotokrit değişim ürünlerinin de istenmeyen renklenmeye neden olabileceğini vurgulanmıştır (43). Renklenmelerin önüne geçilmesi amacıyla kanal içinde artıkların tamamen uzaklaştırılmasının, kanal dolgu malzemelerini optimum şekilde kullanılmasının ve tedavi sonrası vital veya devital beyazlatma işlemlerinin faydalı olduğu belirtilmektedir (44).

2.2. Kök Kanal Tedavisi Uygulanmış Dişlerin Daimî Restorasyonu

Kök kanal tedavisi geçirmiş dişler, sağlam, madde kaybı yaşamayan dişlere göre karşılaştırıldığında lateral ve dikey kuvvetlere daha hassastır. Bu durumun ana sebebi; giriş kavite açılması esnasında gerçekleşen dentin kaybı, tedavi sonrası dişte dehidratasyon, esneklikte ve kavite tasarımında farklılıklar ön plana çıkmaktadır (45). Endodontik tedavi gören dişlerin tekrar çiğnemeye katılması, kök kanal dolumları yapılan kanalların mikro sızıntıdan korunması ve oklüzyondaki bütünlüğünün korunması amacıyla çeşitli direkt veya indirekt daimi restorasyonlar uygulanmaktadır. Tüm tedaviler optimal olacak kalitede yapılırsa dahi, endodontik tedavi hikayesi olan dişlerin kırılmaya yatkınlıkları endodontik tedavi hikayesi olmayan dişlere göre daha yüksek olasılıkta oldukları yapılmış çalışmalarda bildirilmiştir (46).

Daimî restorasyon yapılacak endodontik tedavi görmüş dişlerde sağlıklı doku kaybı ile planlanan restorasyon tipi arasında direkt bir ilişki bulunmaktadır. Maalesef, güncel literatürde post kor kullanım endikasyonları net bir çizgi ile ayrılmamıştır. Kanal içi post uygulamasının gerekliliğine ve hangi post türünün seçilmesi gerektiğine hasta üstündeki klinik tecrübe rehber olmaktadır.

Aşırı miktarda sağlıklı doku kaybetmiş ve post kor uygulamaları yapılmış endodontik tedavi görmüş dişlerde genellikle daimî restorasyon tam kuronlar ile bitirilmektedir. Tam kuronlar stresi homojen olacak şekilde dağıtarak kırılma tüberkül tepelerini kuvvetlendirmektedir. McLean (47) endodontik tedavi görmüş dişlerin tamamında indirekt daimî restorasyon ile tedavi edilmesini uygun görmüştür.

Dişlerin karşılaşacakları kuvvetler tedavi edilmiş dişlerin başarısını doğrudan etkilemektedir. Karşıt dişlerin okluzal temasta bulunup bulunmadığı ve dişin ağız içindeki yerleşimi gibi durumlar, post-kor restorasyon türünün seçiminde hekime rehberlik etmektedir. Yapılan çalışmalar göstermiştir ki oblik kuvvetler daha tehlikelidir (48).

2.3. Post -Kor Uygulanması

Post-kor uygulaması, endodontik tedavi sonrası dişin güçlendirilmesi ve restorasyonunun sağlanması amacıyla gerçekleştirilen bir prosedürdür. Bu uygulama, özellikle dişteki klinik koronal yapı kaybının fazla olduğu durumlarda önerilir. İşlemin amacı, dişin uzun vadeli fonksiyonunu ve estetiğini korumaktır.

Post-kor restorasyonlar, ciddi doku kaybı yaşayan veya endodontik tedavi sonrası zayıflayan dişleri yeniden yapılandırmak ve güçlendirmek amacıyla yapılan bir diş tedavi prosedürüdür. "Post" (çubuk) ve "kor" (çekirdek) olarak adlandırılır:

Post: Dişin kök kanalına yerleştirilen ve dişin yapısal bütünlüğünü destekleyen bir çubuktur. Post, genellikle dişin içinde, kök kanalına yerleştirilir ve dişin üzerine yapılacak olan restorasyonun (kuron, dolgu vb.) sabitlenmesine yardımcı olur. Metal, fiber veya zirkonya gibi çeşitli malzemelerden yapılabilir.

Kor: Post yerleştirildikten sonra, eksik olan diş yapısının yerine getirilmesi için kullanılan dolgu materyalidir. Kor, dişin doğal şeklini ve yüksekliğini yeniden kazandırarak, üzerine gelecek restorasyonun sağlam bir şekilde tutunmasını sağlar.

2.3.1. Post-Kor Sistemlerin Tarihi

Pierre Fauchard, 1728 tarihinde diş kök kanallarına uygulanan postları ilk tarif eden kişi olmuştur. Fauchard, 'tenon' olarak adlandırdığı metal postları köklere vidalayarak köprüler için dayanak sağlamayı amaçlamıştır (49). 17. yüzyılda, post materyali olarak genellikle ahşap kullanılıyordu. Ahşap postların ağız sıvılarını emerek genişlemesi, köklerde sıklıkla kırılmalara ve çatlaklara yol açıyordu. Lefoulon, 1841 yılında post uygulamalarını köklerin ölçülerini mum kullanarak alarak yapmıştır. 1800'lerin sonlarında döküm post kor sistemlerinin üretimi başlamıştır. 1960'lı yıllardan sonra kompozit ve prefabrik post kor sistemlerinin geliştirilmiştir (50).

Günümüzde kullanılan post-kor tedavilerine en yakın uygulamaları Horst Uhlig 1950 yılında gerçekleştirmiştir. Kwiatkowski ve ekibi, 1989 yılında seramik post-korları klinikte uygulamışlardır (51). Pissis, 1995 yılında tek parça seramikten üretilen post-kor yapıları tanımlamıştır(52). Duret ve ekibi, metal içermeyen bir post sistemi geliştirerek, karbon fiber ile güçlendirilmiş rezin materyalinden oluşturdukları bu yenilikçi sistemi tanıtır, ardından fiberle güçlendirilmiş rezinlerde uygulamaya başlamışlardır (53).

2.4. Kanal İçi Post Endikasyonları ve Kontrendikasyonları

Restoratif tedavinin başlıca hedefi, diş yapılarını korurken bir yandan da yeniden işlevsellik kazandırılmasıdır. Geçmiş yıllarda, çeşitli nedenlerle ciddi madde kaybı yaşayan dişler ve travma sonrası kuron kısmı kırılan dişlerin restorasyonunda istenilen başarı düzeyine ulaşılamamış ve bu tür durumlar genellikle kopma olarak değerlendirildiği için, bu gibi dişlerin çekilmesi düşünülmüştür (2). Günümüzde, dişlerin sadece kök kısımları ağız içinde bulunsu dahi, başarı sağlamış bir kök kanal tedavisi sonrasında, modern materyallerin kullanılmasıyla bu dişlerin ağızda kalması mümkün hale gelmiştir (1,2). Bu yöntemlerden biri de post-kor sistemlerinin kullanımıdır. Post boşluğuna doğrudan veya dolaylı olarak yerleştirilen ve çeşitli materyallerden oluşturulan yapıya post denmektedir (54). Kor, ciddi madde kaybı yaşayan dişlerde, kuron ve köprü uygulamaları öncesinde üst yapının tutuculuğunu sağlamak amacıyla hazırlanan destek alt yapıdır. Dişe tutucu yüzeyler aracılığıyla tutturulmuş, kesilmiş diş formundaki çeşitli materyallerden oluşturulmuştur. Post-kor restorasyonlar, dişin dayanıklılığını ve

restorasyonun gücünü artırarak kök kanalından daha faydalı bir şekilde yararlanılmasını mümkün kılmaktadır (55,56).

Aşırı çürük nedeniyle geri dönüşümü olmayan pulpa iltihaplarında kurondaki madde kaybı fazla olan durumlarda, kuron/kök oranının güçlendirilmesi gerektiğinde post kor restorasyonlar uygulanabilir.

Kök kanal yapısının aşırı kalsifiye hale geldiği ve kanal hazırlığı yapılamayan dişlerde, ileri derecede periodontal hasara sahip dişlerde, kökü de kapsayan aşırı çürük bulunan dişlerde, kanal tedavisinin mümkün olmadığı dar ve kıvrık köklü dişlerde, kanal tedavisi sırasında perforasyon oluşan dişlerde, kök kırığı veya çatlağı bulunan dişlerde, kötü ağız hijyeni olan ve motivasyon sağlanamayan hastalarda post-kor kullanımı kontrendikedir (57).

2.5. Post-Core Restorasyonların Başarısını Etkileyen Nedenler

Post başarısı için ilk olarak optimum bir endodontik tedavi uygulanmış olmalıdır (58). Dişin ağızdaki pozisyonu, elde kalan sağlıklı diş dokusu miktarı ve fonksiyonel nedenler dikkate alınarak uygun endikasyon belirlenmelidir (59). Postun uzunluğu ile retansiyonu arasında doğrusal bir ilişki vardır. Postun kanal içi uzunluğunu arttırmak retansiyonu artırır. Postun kanal içindeki uzunluğu, kök dokusunu riske atmadan klinik gereksinimleri karşılayacak seviyede olması gerekmektedir. Post uzunluğunu belirlemede en önemli faktörler kök uzunluğu ve morfolojisidir. Apekte kök kanal dolgu materyalinin 3 ile 5 mm uzunluğunda bırakılması yeterlidir; bu mesafenin kısaltılması tıkanmanın başarısız olmasına yol açabilir (58,60). Post yüzeyi düz ya da yivli olabilir. Yivli yüzeyler, simantasyon için mekanik tutuculuk sağlar ve postun retansiyonunu belirgin ölçüde artırır. Ayrıca, kumlama işlemiyle yüzeyin pürüzlendirilmesi de retansiyonu artırır (58). Postun fonksiyonel kuvvetlere karşı dayanıklı olabilmesi için yeterli genişlikte olması gereklidir. Ancak, yalnızca post çapının genişletilmesi, postun kök dinamiğini artırmaz. Goodacre ve ark. (61) göre postun çapı kök çapının 1/3'ünü aşmamalıdır. Araştırmalar, postun en uç noktasının genişliğinin en fazla 1 mm çapında olması gerektiğini söylemektedir (61). Kanal içi post yapımında kullanılan malzemeler çoğunlukla fiber cam, titanyum ve paslanmaz çeliktir. Bu materyallerin biyouyumlu, korozyona dayanıklı ve fonksiyonel streslere karşı dirençli olması gereklidir. Fiberle güçlendirilmiş postlar da

günümüzde kullanım oranını arttırmıştır (62). Post uygulamalarında, kökte kırılmayı önleme ve kurona destek sağlama açısından koleyi çepeçevre biçimde saran metal bir halka büyük önem taşır. Dişeti yönüne uzanan bu halka yapı, kökü servikalden sarmalayarak dikey ve yatay kuvvetlerden korur. Bunun yanı sıra, yatay kuvvetlerle postun dönmesini de önleyerek stabiliteyi artırır (62). Paralel, aktif ve döküm postların yerleştirilmesi sırasında oluşabilecek stresi azaltmak amacıyla, simanın kaçabileceği bir yolun hazırlanması gereklidir (58). Post-kor sistemlerinin korozyon ürünleri dentin tübüllerine penetre olarak intratübüler basınç oluşturur bu da kök kırıklarına sebep vermektedir (63). Kor, postun koronal kısmına ekleme yapılarak elde edilen bir yapı olup, retansiyonu artırmak için uygun uzunlukta hazırlanır. Amalgam, kompozit veya cam iyonomer gibi malzemeler kor yapısında kullanılabilir (64). Kullanılan post materyalinin gerektiğinde çıkarılabilmesi başarısızlıklarda tekrardan dişe müdahale edilebilmesine olanak sağlar. İçeriğinde 4-META bulunan adezivler güncel olarak tercih edilmektedir. Araştırmalar, 4-META içeren adezivlerin post retansiyonu açısından diğer adezivlere göre daha üstün olduğunu göstermiştir (65).

2.6. Post-Kor Restorasyonların Avantajları

Post-kor restorasyonları, özellikle kök kanal tedavisi hikayesi olan dişlerin restorasyonunda kritik bir görev üstlenir ve birtakım avantajlar sağlar.

Döküm Alaşım Miktarının Azaltılması: Post-kor yapılar, final restorasyonda kullanılacak olan döküm alaşım miktarını azaltır. Bu, daha ekonomik ve efektif bir tedavi yöntemi sunar.

Retansiyonun Artırılması: Post-kor restorasyonların kullanımı, restorasyonun yüzey alanını artırarak final restorasyonun tutuculuğunu artırır. Bu, protezlerin prognozunun daha kuvvetli olmasını sağlar.

Stres İletimi ve Destek Mekanizması: Postlar, kuron (dişin üst kısmı) ve kök arasında bir stres iletim bağlantısı olarak görev yapar. Bu şekilde, çiğneme kuvvetleri dişe daha dengeli bir şekilde dağıtılır.

Postlar, özellikle aşırı madde kaybı olan durumlarda, retansiyon için son çare olarak değerlendirilir. Bu tür durumlarda postlar, dişe ek stabilite ve güç kazandırır. Bu bilgilere dayanarak, kök kanal tedavisi görmüş dişlerin restorasyonunu planlarken post-

kor yapıların uygunluğu ve kullanımı konusunda dikkatli değerlendirmeler yapmak önemlidir (66).

2.7. Post-Kor Restorasyonların Dezavantajları

Post-kor restorasyonlarında dikkat edilmesi gereken bazı önemli noktalar ve potansiyel dezavantajlar bulunmaktadır:

Ek İşlem ve Süre: Uygulama ekstrasdan işleme neden olur. Bu da hastanın tedavi için ekstra zaman harcamasına neden olur.

Daha Fazla Madde Kaybı: Dişle yapılacak işlemler dentinde hasara neden olmaktadır ve ekstrada sağlıklı doku kaybına neden olmaktadır.

Endodontik Tedavi Komplikasyonları: Post-kor uygulanmış dişlerde yapıldıktan sonra endodontik retreatment ihtiyacı olduğunda dişle yeniden bir kanal tedavi uygulaması komplikasyonlara açık bir hale gelir.

Bu dezavantajlar göz önüne alındığında, post-kor restorasyonları her vaka için düşünmek için dişin durumu, hastanın ihtiyaçları ve uzun dönem prognozu dikkate almamız gerekmektedir (66).

2.8. Post Yapılarının İçermesi Gerektiği Optimal Nitelikler

Post-kor sistemlerinin etkin bir şekilde işlev görmesi ve uzun ömürlü olmaları için belirli kriterlere sahip olmaları gerekmektedir. Aşağıda bu kriterler detaylandırılmıştır:

Dentinin Fiziksel Özelliklerine Benzerlik: Post ve kor yapılarının fiziksel özellikleri dentine benzer olmalıdır. Bu, dişin doğal yapısıyla uyum sağlanarak, dişin işlevselliği ve dayanıklılığı korunur.

Maksimum Tutuculuk: Post, dentin kaybını en aza indirgeyecek şekilde başarılı bir retansiyon sunmalıdır. Bu, dişin doğal yapısının mümkün olduğunca korunmasını ve ek madde kaybının önlenmesini sağlar.

Minimal Stres: Post simantasyonu sırasında dentin tübüllerinde oluşan gerilme ve stres minimal düzeyde olmalıdır. Bu, dişle uygulanan kuvvetlerin dengeli dağılımını sağlayarak olası hasarları önler.

Eşit Stres Dağılımı: Yatay ve dikey kuvvetler nedeniyle oluşan fonksiyonel kuvvetleri post yapısı eşit ve homojen bir miktarda dağıtmak zorundadır. Bu, kök yüzeyinde oluşturulacak çatlakları ve kırılmaları önler.

Direnç ve Kolay Sökülebilirlik: Simante edilen bir post kanal içi rotasyona ve harekete uğramamalıdır. Ancak, sökülmesi gerek durumlarda ise kolay bir şekilde kanaldan uzaklaştırılabilmelidir. Bu uzun vadeli stabilite sağlarken gerektiğinde tedavi opsiyonlarını açık tutar.

Bu kriterler, post-kor restorasyonlarının her yönden başarılı olmasına ve hastanın uzun süre o dişi kullanabilmesine yardımcı olur (67).

2.9. Post Seçiminde Dikkat Edilecek Hususlar

Post seçiminde dikkate alınması gereken faktörler, başarılı bir restorasyon için çok önemlidir (67). Bu faktörler ve detayları:

- **Kanal Uzunluğu:** Postun kök kanalına yeterli uzunlukta yerleştirilmesi, retansiyon ve stabilite sağlar. Tercihen, postun uzunluğu kökün minimum üçte ikisi kadar olmalıdır.
- **Dişin Anatomisi:** Dişin kök yapısı ve genel anatomik özellikleri, postun uygunluğunu belirler. Dar ve eğri köklere sahip dişler, daha dikkatli bir değerlendirme gerektirir.
- **Post Genişliği:** Post genişliği, kök kanalının çapı ile doğru orantıda olmalıdır. Uyumsuz seçilen kök kanalında yeterli adaptasyon ve retansiyon sağlamayabilir.
- **Kanal Konfigürasyonu ve Post Adaptasyonu:** Post boşluğuna seçilen postun ne kadar uyum sağladığı başarılı bir restorasyon için kritiktir. Postun adaptasyonun iyi olduğu durumlarda post ve diş arasında daha az boşluk oluşur.
- **Koronal Yapı:** Dişin kuron yapısı ve kullanılacak kor materyali, postun seçimini etkiler. Kor yapı ve post birbirine iyi adezyon uygulamalıdır.

- Stres: Postun çiğneme sırasında meydana gelen stresleri kök kanalına ve çevre dokulara nasıl ilettiği önemlidir. Optimal stres dağılımı dişte çatlama ve kırılma riskini azaltır.
- Torsiyonel Kuvvet: Dişe uygulanan dönme kuvvetlerinin eşit ve dengeli dağılımı, postun etkinliği ve uzun ömürlülüğü için gereklidir.
- Hidrostatik Basınç: Kanal içinde oluşabilecek hidrostatik basınç, post yerleşimini etkileyebilir. Bu basıncın kontrolü, postun stabilitesi açısından önemlidir.
- Post Dizaynı: Postun tasarımı retansiyon ve stres dağılımı üzerinde doğrudan etkilidir. Düz, spiral, konik veya hibrit tasarımlar kullanılabilir.
- Post Materyali: Kullanılacak post materyali, dişin yapısına ve restorasyonun gereken özelliklerine göre seçilmelidir. Farklı materyaller (metal, fiber, kompozit) değişik avantajlar ve dezavantajlar sunar.
- Materyal Uygunluğu: Post materyalinin kök kanalı ve diş dokusu ile biyolojik uyumluluğu olmalıdır. Bu uzun vadeli komplikasyonları ve doku reaksiyonlarını azaltır.
- Bağlanma Yeteneği: Postun kanal duvarlarına olan bağlanma yeteneği, kimyasal ve mekanik bağlanma özelliklerine dayanır. Güçlü bir bağlantı, postun yerinde kalmasını ve restorasyonun stabilitesini artırır.
- Kor Retansiyonu: Postun üst yapıya tutunma kapasitesi restorasyonun başarısı için kritiktir. İyi bir üst yapı retansiyonu final protezin uzun ömürlü olmasını sağlar.
- Estetik: Özellikle ön dişlerde, postun estetik beklentilere uygun olması önemlidir. Transparan veya diş renginde postlar, daha natürel bir görünüm sunar.
- Belirtilen bu faktörler post seçiminin karmaşık ve dikkat gerektiren zor bir süreç olduğunu gösterir. Her vaka bu faktörler doğrultusunda bireysel olarak değerlendirilmelidir. Uzun ömürlü bir restorasyonun elde edilmesini bu seçilen kriterler sağlar.

2.10. Üretim Şekillerine Göre Postların Sınıflandırması

Aşırı hasar görmüş ve endodontik tedavi yapılmış dişlerde, üst restorasyonların gerçekleştirilmesinde kökten destek alınan post-kor restorasyonlarda kullanılan postlar, üretim yöntemlerine ikiye ayrılır:

- **Döküm Yoluyla Üretilmiş Postlar**
- **Prefabrik Üretilmiş Postlar**

2.10.1. Döküm Postlar

Ağız içinde kalan sağlıklı diş dokusun az olduğu, kanal morfolojisinin düzensiz ve geniş olduğu dişlerde, az preparasyon imkânı sağlayan ve kanala adapte olan döküm post kullanılır.

Döküm postlar birçok farklı ölçü maddesi ile kanal içi harita çıkarılıp tek veya çoklu parça sistemi tasarlanarak metal dökme yöntemiyle üretilir (68,69).

Dayanımı fazla olan metal döküm postlar uzun ömürlüdür. Döküm post sistemleri, kanalın preparasyonu yapılmış duvarlarına tam uyum sağlar ve geniş veya düzensiz kanal yapılarına uyum sağlayabilir. Kanala özel üretildikleri için ek bir tutuculuk unsuru gerektirmez.

Siman kaçış yoluna olanak sağladığı için yapıştırma sırasında oluşacak fazla stres engellenir ve hidrostatik basınç kontrollü bir şekilde dağıtılır (68,70).

Kuvvet uygulandığı zaman esneme gösteremedikleri için kök kırıkları oluşma riski fazladır. Uygulanmaları için en az 2 seans gerekebilir ve randevular arasında bakteri kontaminasyonu oluşabilir, bu da restorasyonun klinik başarısını olumsuz etkileyebilir (71).

2.10.2. Prefabrik Postlar

Prefabrik post sistemleri, döküm postlara göre daha pratik uygulama imkânı sunar. Piyasada birçok farklı prefabrik post sistemi bulunmaktadır (72). Prefabrik post sistemlerinin sınıflandırılmasında en yaygın kullanılan sınıflamayı Caputo ve Standlee 1987 yılında yapmıştır.

Prefabrik postlar döküm postlar gibi kanala tam anlamıyla adapte olamaz ve homojen olmayan bir stres dağıtımına neden olur bu da kök içerisinde kırık ve çatlaklara neden olabilir öbür yandan uygulaması daha kolaydır (73,74).

2.11. Prefabrik Postların Sınıflandırılması

2.11.1. Yüzey Niteliklerine Göre Prefabrik Postların Sınıflandırılması

2.11.1.1. Pasif Postlar

Pasif tipteki postlar, kök kanalı tedavilerinde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Bu sistemde, post yuvası kök kanalı içerisinde frez ile belirlenir ve ardından post, bir vidalama işlemi gerektirmeden direkt olarak simante edilerek yerine sabitlenir. Bu tip postların yüzeyinde bulunan yivler, simanın tutuculuğunu artırarak postun kök kanalı içinde daha retantif bir şekilde kalmasını sağlar. Pasif postlar, kök kanal tedavisinin ardından dişin yapılandırılması ve restorasyonu için risk içermeyen başarılı bir yöntemdir. Bu yöntem, dişe minimal zarar vererek postun yerleşimini sağlar ve tedavi sürecinin daha çabuk ve risksiz hale getirir.

Paralel Kenarlı Postlar: Bu tip postlar, paralel yüzeyleri sayesinde yüksek tutuculuk sağlarlar. Ancak, dar ve konik şekilli köklerde veya eğri kanallarda bu postların kullanımı sınırlı olabilir. Paralel kenarlı postlar, dişin kök kanalının boyutlarına tam olarak uyum sağlamadığında yerleştirilmesi güç olabilir ve yeterli dentin kalınlığı gerektirdiği için bu tip postlar genellikle daha düz ve daha büyük kanallarda tercih edilir.

Konik Postlar: Kök kanalının morfolojisine doğal yapısına daha uyumlu oldukları için dar veya eğri kanallarda kullanımı daha uygundur. Konik şekil, stres dağılımını daha dengeli hale getirir ve dentin yapısında daha az zayıflama meydana gelir. Bu postlar, kök kanalının genişliği ve şekline daha kolay adapte olurlar.

Kombinasyon Postlar: Hem paralel hem de konik özellikleri birleştiren bu postlar, her iki şeklin avantajlarını sunar. Bu kombinasyon, tutuculuğu artırırken aynı zamanda kanal morfolojisine daha iyi uyum sağlar.

Yeterli dentin kalınlığına sahip kanallarda paralel kenarlı postların kullanılması, dişin yapısının korunması ve postun başarısı açısından kritik bir noktadır. Post yuvası hazırlanırken karşılayıcı streslerin en aza indirilmesi ve dentinin zayıflamasının önlenmesi önemlidir. Bu nedenle, post seçimi ve uygulanacak teknik, her hasta ve duruma özel olarak değerlendirilmelidir (75).

Kanal boşluğunun koronale doğru genişlemesi gibi durumlar, paralel kenarlı postların efektif kullanımı açısından bazı zorluklar yaratabilir. Kökün servikal üçlü bölgesinde paralel kenarlı postların kanal duvarlarına tam olarak yaklaşamaması, postun tutuculuğunda azalmaya yol açar. Bu boşluk, siman ile doldurulsa bile simanın kompresif dayanıklılığı yeterli değilse fonksiyonel stresler karşısında postun stabilitesi tehlikeye girebilir.

Simanın kompresif dayanıklılığının yüksek olmaması durumunda, çiğneme gibi tekrarlayan kuvvetlerin etkisiyle siman zamanla zayıflayabilir veya deforme olabilir. Bu da post restorasyonunun başarısını olumsuz yönde etkileyebilir ve postun yerinden çıkması veya dişin kırılması gibi başarısızlık risklerini artırabilir. Bu tür vakalarda, post seçimi ve yerleştirme tekniklerinin dikkatle değerlendirilmesi öneme sahiptir:

Kanalın Doğal Şekline Uygun Post Seçimi: Konik postlar veya kombinasyon postlar, genişlemiş koronal bölgelerde daha iyi uyum sağlayabilir. Bu postlar, kanal duvarlarına daha iyi temas ederek retansiyonu artırabilir.

Yüksek Kompresif Dayanıklılığa Sahip Siman Kullanımı: Kullanılacak simanın kompresif dayanıklılığı yüksek olmalıdır. Böylece tekrarlayan fonksiyonel kuvvetler karşısında simanın dayanıklılığı artırılabilir.

Kanal Hazırlığı ve Simantasyon Teknikleri: Kanalın hazırlanma şekli ve postun yerleştirilmesi esnasındaki teknikler, postun stabilitesi ve başarısı açısından kritik rol oynar. En az sayıda ve minimal invaziv işlemle kanalın hazırlığı yapılmalı ve yüksek dayanıklılığa sahip simanlar dikkatlice uygulanmalıdır.

Bu hususlar, post restorasyonunda uzun vadeli başarı sağlar (76).

Kök kanallarının şekli kanal için enstrümantasyonundan dolayı konik olduğu için konik postların avantajları belirgin hale gelir. Bu postlar, kanal boşluğunun doğal konturlarına daha iyi uyum sağladıkları için yerleştirilmesi genellikle daha kolaydır.

Kanal hazırlığı sırasında minimal kök içi preparasyon yapılması gerektirdiği için konik post kullanımı diş koruyarak restorasyonun klinik başarısını olumlu yönde etkiler.

Avantajları şunlardır:

Dentine Minimal Hasar: Konik postlar, kanalın doğal konikliğine uyum sağladığından, fazla diş dokusunun çıkarılmasını gerektirmez. Bu durum, dişin yapısal bütünlüğünün korunmasını sağlar ve kök kırılması riskini azaltır.

Kolay Yerleşim: Konik postlar, kanalın doğal şekline uygun olduğu için yerleştirilmesi daha kolaydır. Postun kanal içine tam oturması, restorasyonun stabilitesini ve retansiyonunu artırır.

Eşit Stres Dağılımı: Konik postlar, kanal duvarlarıyla daha yakın temas sağlar. Bu da çiğneme kuvvetlerinin daha eşit dağılımını sağlar ve restorasyonun strese karşı direncini artırır.

Daha Az Preparasyon: Konik postların yerleştirilmesi için daha az preparasyon gerektiğinden, işlem süresi kısalmış ve hastanın tedavi konforu artar.

Bu nedenlerle, konik postlar özellikle dar veya eğri kanallarda, ya da fazla doku kaybı olasılığı taşıyan vakalarda uygun bir seçim olabilir. Her hasta ve klinik durum benzersiz olduğu için, post türü ve yerleşim tekniği dikkatle seçilmeli ve uygulanmalıdır (77).

Genel olarak, konik postlar, paralel kenarlı postların kullanımının riskli olduğu dar ve kırılabilir köklü dişlerde daha iyi performans gösterir. Dişin doğal yapısını koruyarak ve minimal hasar ile yüksek stabilite sağlayarak, bu postlar başarılı ve dayanıklı restorasyonlar için uygun bir seçenek sunar(68).

2.11.1.2. Aktif Postlar

Aktif postlar, kök kanalı tedavilerinde sıklıkla kullanılan ve kök dentini içerisine vidalanarak mekanik retansiyon ile tutunan post sistemleridir. Bu postlar, üzerinde bulunan yivler sayesinde güçlü bir retansiyon sağlarlar. Aktif post sistemleri iki kategoriye ayrılır:

Doğrudan Vidalanan Sistemler: Bu sistemlerde post doğrudan dentin içine vidalanır. Bu yöntem, postun iç yapısında bulunan yivlerin dentine sıkıca tutunmasını sağlar.

Rehber Frez Kullanılan Sistemler: Bu sistemlerde post yuvası özel rehber frezler ile hazırlanır ve post bu yuvaya vidalanır. Rehber frezler, kanalın tam olarak hazırlanmasını ve postun optimal bir şekilde yerleştirilmesini sağlar.

Aktif postlar, diğer post sistemleri arasında en yüksek retansiyona sahip olanlardır. Ancak, bu sistemlerin kullanılırken bazı hususlara dikkat kesilmesi gerekmektedir:

Yeterli Dentin Kalınlığı: Aktif postlar, vidalama sırasında yeterli dentin kalınlığı gerektirir. Eğer yeterli dentin kalınlığı yoksa, vidalama kuvvetleri kök kırıklarına yol açabilir. Bu nedenle, aktif post uygulaması öncesinde kök kanalının yapısal durumunun dikkatlice değerlendirilmesi önemlidir.

Vidalama Yönü ve Kuvveti: Vidalama işlemi genellikle saat yönünde yapılır. Vidalama sırasında uygulanan kuvvet kontrollü olmalı, aşırı kuvvetten kaçınılmalıdır. Aktif post sistemleri, yüksek retansiyon avantajı sunarken, uygulama sırasında dikkat ve hassasiyet gerektirir. Her hasta ve vaka için post seçimi, kök kanalının yapısal durumu ve mevcut dentin kalınlığı göz önünde bulundurularak yapılmalıdır. Bu, hem postun uzun vadeli başarısını sağlamak hem de kök kırıklarını önlemek açısından kritik öneme sahiptir (78).

Vidalı postlar, kök kanal tedavilerinde oldukça retantif bir çözüm sunar ve genellikle pasif postlardan daha yüksek tutuculuğa sahiptir. Bu tip postların çapı genellikle kanal çapından geniş olduğu için kanal içine yerleştirilirken dentin yüzeyinde yivlere neden olmaktadır. Ancak, vidalı postların kullanımının bazı riskleri vardır. Vidalandıkları sırada, diş üzerinde oluşturdıkları stres nedeniyle köklerde kama etkisi yaratabilirler. Bu kama etkisi, dişin kırılabilir köklerinde kök kırıkları gibi ciddi komplikasyonlara yol açabilir (79–81). Dişte oluşan stresleri ve gerilimleri azaltarak kök yüzeylerinde kırık oluşmasını minimuma düşürmek için flexi-post sistemi geliştirilmiştir. Daha esnek bir yapı sağlayarak stresi daha homojen bir şekilde dağıtmayı hedefler.

Flexi-post sistemlerinin avantajları şunlardır:

Esnek Yapı: Flexi-postlar, esnek bir malzemeden üretilmiş olup kök kanalının doğal eğriliklerine daha iyi uyum sağlar. Bu, stresi daha homojen şekilde ileterek kök kırıklarını önlemeye yardımcı olur.

Minimal Stres Birikimi: Esneklik sayesinde, çiğneme gibi kuvvetler uygulandığında kök üzerinde biriken stres minimize edilir. Bu da dişin yapısal bütünlüğünü korur.

Kolay Uygulama: Esnek postlar, dar veya eğri kök kanalları gibi zor vakalarda daha rahat uygulanır.

Geniş Kullanım Alanı: Flexi-postlar, çeşitli klinik durumlar ve diş morfolojilerine uyum sağlar. Bu da post yerleştirme seçeneklerini artırır. Flexi-post gibi alternatif post sistemleri, özellikle zor vakalarda ve kırılma riski yüksek dişlerde güvenilir bir çözüm sunar.

Aktif post tipinin en büyük dezavantajı simante edilirken fazla simanın kaçacak bir alan bulamamasıdır. Bu da kök içinde bir stres yaratmaktadır. Dolayısıyla, bu postlar yerleştirilirken stres dağılımını sağlamak amacıyla düşük hızlarda çalışılmalıdır. Ancak, mevcut tüm bu dezavantajlarına rağmen kök içindeki stres ve gerilimler kök fraktür riskini yükselttiğine dair elde tutulur bir kanıta denk gelinmemiştir. Kök fraktürlerinde postun tipinde ziyade rezidüel diş dokusu daha etkilidir. Postun bir özelliği olan yivli yapı fonksiyonel stresleri homojen dağıtır ve daha yüksek retansiyon sağlar (82–85).

2.11.2. Kullanılan Materyallere Göre Prefabrik Postlar

2.11.2.1. Metal Postlar

Prefabrik metal postlar üretiminde kullanılan hammadde genellikle titanyum alaşımları, nikel krom veya paslanmaz çeliktir (86). Kırılmaya ve bükülmeye karşı direnci yüksek olduğu paslanmaz çelik hekimler tarafından kullanılmıştır. Elastik modüllerine gelecek olursak paslanmaz çelik postların elastik modülleri dentine göre 20 kat yüksektir. Buna karşılık, titanyum postların elastiklik modülü ise dentine göre 10 kat daha fazladır (87). Paslanmaz çelik postların elastik modülü seviyesi kıymetli alaşımlara göre daha

yüksek olmasına rağmen korozyona karşı dirençleri düşüktür. Korozyonun meydana gelmesi, post yapısının zayıflamasına, retansiyon kaybına ve hatta kök kırıklarına neden olabilir (88). Ancak, metalik renkleri, ışık geçirgenliğinin bulunmaması ve korozyon nedeniyle estetik yönden bu postlar hastalarda memnuniyet sağlayamamaktadır ve anterior bölgede kullanımı terkedilmiştir (87).

Titanyum alaşımlar paslanmaz çeliğe göre kıyaslandığında korozyona karşı dirençleri daha yüksektir ve daha dentine benzer bir elastik modülüne sahiptirler. Bu özellikler, titanyumu post yapılması için uygun bir malzeme getirir ama fiziksel özellikleri titanyumun eritilip işlenmesinde ve dökümünde problem yaratmaktadır. Ayrıca titanyum diğer materyallere göre kıyaslandığında daha kolay kırılmaktadır. Bu nedenle, titanyum postların ince boyutlarda kullanımı, klinik başarı açısından risk oluşturabilir (88).

2.11.2.2. Fiber Postlar

Kök kanal tedavi hikayesi olan dişlerin restorasyonunda geleneksel metal postların birçok dezavantajı bulunmaktadır ve bu dezavantajlar klinik başarıyı olumsuz etkileyebilir. Metal postların elastik modülü dentinin elastik modülünden çok farklı olduğu için kök kırığı oluşturma potansiyeli bu dezavantajlar arasında yer almaktadır (89,90). Bu sorunlar göz önüne alındığında metal içermeyen, fiziksel özellikleri dentine daha yakın materyallerin kullanımı daha çok önem kazanmıştır (3). Fiber postlar, bu ihtiyaçlara çözüm olmuştur. Fiber postların daha düşük elastiklik modülü ve dentine yakın bir sertliği olduğu için, kök içindeki stres azalır, kuvvetlerin köke daha homojen bir şekilde iletilmesi sağlanır ve kök kırığı oluşumu riski düşer (4).

İçeriğinde metal bulunmayan karbon fiber ile güçlendirilen bir post 1990 yılında Duret ve ark. (89) tarafından yapılmıştır. Dentinin elastik modülü 18 GPa iken bu değere en yakın 20 GPa ile fiber posttur. Dentin elastik modülüne benzerlikten uzak olan seramik postlar 150 GPa iken prefabrik metal postların ise 200 GPa'dır (91).

Metal postlar ile dentinin elastik modüllerinin farklı olması dentinde kırık ve çatlaklara sebep olmaktadır(92). Buna karşılık, dentine yakın elastik modülü olan fiber postta bu sorunlar minimuma indirgenir. Bu özellikleri, fiber postları kanal tedavisi hikayesi olan aşırı harabiyetli dişlerde fiber postu daha cazip hale getirmektedir (93).

Adeziv rezinlerle beraber fiber post kullanıldığında oluşan yapı dentin yapısına güçlü bir bağ oluşturur. Bu birleşim, kalan diş yapısını güçlendirir ve restorasyonu daha dayanıklı hale getirir. Bu bağlanma, yapıyı tek parça (monoblok) haline getirir ve bu sayede kök içi lateral ve dikey kuvvetler homojen dağıtılır. Fiber postların bu özellikleri, postun retansiyon alanını artırarak streslerin azalmasına katkıda bulunur. Bu avantajlar, kök kanal tedavisi hikayesi olan dişlerde fiber postların öncelikli olarak akla gelmesinin nedenlerindendir. Bu sistem hem klinik başarının hem de dişin uzun vadeli dayanıklılığının artırılmasına yardımcı olabilir (94).

Fiber postlar, dentinle uyumlu elastiklik modülüne sahip olmaları nedeniyle zirkonyum veya metal içeriğe sahip postlara göre daha popüler hale gelmektedir (95,96). Daha önceki çalışmalar göstermektedir ki metal postlarda kırık oluşma riski fiber postlara göre daha yüksektir. Bu avantajlar, endodontik bir tedavi hikayesi olan dişlerin restorasyonunda fiber postların öncelikli tercih edilmesini desteklemektedir. Ayrıca, fiber postların esneklik özelliği kuvvetlerin homojen bir şekilde iletilmesini sağladığı için dişin uzun vadeli dayanıklılığı ve restorasyonun başarısı üzerinde olumlu etkiler bırakmaktadır. Bu faktörler, dental profesyoneller arasında fiber postların kullanımının artmasına katkıda bulunmaktadır (97).

Fiber postların yapısı epoksi rezin polimer içine geçmiş matriksi kuartz, karbon ve cam fiberlerden oluşur ve Bis-GMA esaslı yapıştırıcı ajanlarla uyumludur (98). Fiber oranı %35 ile %65 arasındadır (99,100) ve fiber lifleri matriks silan ile bağlanır (101). Epoksi rezin içindeki serbest radikaller, Bis-GMA'ya bağlanır (102). Metal içermedikleri için metal alerjisi veya oksitlenme sorunu yaratmazlar ve estetikler. Radyografide genellikle radyolusent olarak görünürler. Fiziksel dayanıklılıkları döküm metal postlara göre daha düşüktür (103,104) ancak kök fraktürü riskini azaltabilecekleri düşünülmektedir (104). Yapılan çalışmalar göstermiştir ki fiber postlarla yapılan restorasyonlarda restorasyonda bir başarısızlık gelişirse oluşacak kırık vesaire durumlar diğer post tiplerindeki başarısızlıklara göre daha tedavisi yenilecek türdedir (101,103,105).

Fredriksson ve ark. (106). fiber postların başarısı ile ilgili yaptıkları retrospektif bir çalışmada fiber post başarının %95 olduğunu rapor etmiştir (106).

Fiber postlara farklı yönlerde baskı kuvveti uygulandığında farklı fiziksel özellikler gösterirler ve buna da anizotropik denir (107). Bu nitelikten dolayı fiber postların

elastisite modülü yükleme altında değişir. Dentinle fiber postun elastik modüllerinin benzer olması büyük bir avantajdır. Fiber postlar, rezin simanlar ile bir bütünlük oluşturur ve tek bir yapı gibi hareket eder ve bu yapı kırık oluşumunu minimuma indirger (77,108). Bu tek bir biçimde hareket eden yapının bütün bileşenleri birbirine benzer elastisite modülü değerlerine ihtiyaç duymaktadır (108). Elastik modülü daha büyük olan malzemelerin kullanıldığı postlar dentinde kırık oluşturabilir (109).

Fiber ile güçlendirilmiş kompozit postlar, diş hekimliğinde kullanılan yenilikçi materyaller arasında yer almaktadır. Bu postların genellikle polimer matriks içerisine gömülmüş kuvvetlendirici fiberlerden oluştuğu belirtilmektedir. Bu yapı, fiberlerin bir arada tutunmasını sağlayarak malzemenin dayanıklılığını artırır. Bu dayanıklılık, özellikle epoksi polimerlerin yüksek çapraz bağlı yapılarından kaynaklanmaktadır (107).

Örgü fiberlerin lifleri çok yönlü liflerdir ve çeşitli diş hekimliği uygulamalarında kullanılmaktadırlar. Bunlar arasında:

Hareketli protezlerin tamiri: Protezlerin dayanıklılığını artırmak ve tamir süreçlerini kolaylaştırmak.

Dişlerin splintlenmesi: Periodontal ve ortodontik amaçlarla dişleri stabilize etmek.

Koronoradiküler post-kor tekniği: Kırık dişlerin restorasyonunda kullanılır.

Akrilik veya kompozit köprü yapımı: Tek diş eksikliklerinde kullanılabilecek geçici veya kalıcı köprüler yapmak.

Döküm postlara veya prefabrik metal postlarla yapılmış post kor restorasyonlarla kıyaslandığında örgü fiber ile yapılmış restorasyonlar çiğneme kuvvetlerine karşı daha kırılğandır ancak, kök kırığı oluşumu riski de diğer materyallerden daha düşüktür (110). Fiber ile desteklenmiş postların arttırılmış dayanım niteliklerini Behr ve ark. (111) üç ana yapısal özelliğe dayandırmaktadırlar. Bu özellikler şunlardır:

Fiberlerin ve matriksin yapısı: Fiberlerin türü, kalitesi ve polimer matriksin yapısı, post sistemlerinin dayanıklılığını etkileyen temel unsurlardır. Örneğin, yüksek çapraz bağlı epoksi polimerler, matriksin mekanik özelliklerini artırabilir.

Yapı içerisindeki fiberlerin oryantasyonu: Fiberlerin yönelimi ve dağılımı, malzemenin mekanik özelliklerini büyük ölçüde etkiler. Örgü fiberlerde liflerin çok yönlü yerleştirilmesi yüklerin daha eşit dağıtılmasını sağlar ve bu da post sisteminin dayanıklılığını artırır.

Fiberlerin polimer matriks ile bağlantısı: Fiberler ile polimer matriks arasındaki bağlanma kalitesi malzemenin genel dayanıklılığını belirler. Bu bağlantının güçlü ve homojen olması yüklerin daha iyi aktarılmasını ve çatlakların önlenmesini sağlar.

Bu yapısal özellikler, fiberle güçlendirilmiş kompozit post sistemlerinin geleneksel malzemelere göre neden daha yüksek performans sergilediğini açıklamaktadır. Bu sistemlerin dayanıklılığı diş hekimliğinde daha uzun ömürlü ve güvenilir restorasyonlar sunmalarına olanak tanır (111).

Mevcut bilgiler ışığında, rezin matriks ve fiberler arasındaki kimyasal bağın güçlendirilmesinin, post sistemlerinin genel performansının ana etmenlerinden biridir. Bu bilgiden yola çıkarak, kullanılan materyal tipleri ve üretim yöntemleri, malzemenin nihai dayanıklılığını büyük ölçüde etkileyebilir (112).

Fiber ile desteklenmiş postlar ile kompozit üst yapı arasındaki bağlanma, post yüzeyine uygulanan silanizasyon işlemiyle önemli ölçüde iyileştirilebilir. Silan bağlayıcılar, cam ve rezinle güçlendirilmiş materyallerin diş hekimliğinde kullanımıyla daha popüler hale gelmiştir.

Bu kaplama işlemi sayesinde, fiber ve rezin matriks arasındaki bağlantı artar, fiberlerin kullanım esnasında hasar görme olasılığı azalır, katalitik ve ıslanabilirlik özellikleri iyileşir ve özellikle suya karşı kimyasal direnci artmış bir fiber matriks elde edilir. Silanizasyon, fiber postların ve kompozit rezin korların ağız içindeki ömrünü ve birbirlerine bağlantılarını maksimum hale getirmek için kritik bir adım olarak kabul görmüştür. Silan kaplaması, post ve kompozit arasındaki bağı daha sağlam bir hale getirir (113,114).

Piyasada çeşitli markalar altında birçok fiber post sistemi mevcuttur. Aramid, fiber, cam, grafit, gibi fiber tipleri günümüzde kullanılmaktadır. Estetik ve mekanik özelliklerinin üstünlüğü nedeniyle, cam ve polietilen fiberler en popüler fiber türleridir (53). Prefabrik postlarda ise metal, karbon, kuvars, cam fiber gibi malzemeler kullanılır.

Zirkon ve metal gibi rijit postlar, kök kırığı oluşturma açısından büyük risk teşkil ederler ve stres konsantrasyon bölgeleri meydana getirerek lateral kuvvetlere karşı direnç gösterebilirler. Bu durum, rijit postların ne kadar dirençli olsa da kullanımında dikkatli olunması gerektiğini gösterir. Estetik ve mekanik açıdan daha uygun olan cam ve polietilen fiberler, klinik uygulamalarda daha yaygın biçimde tercih edilmektedir (115).

Fiberle güçlendirilmiş postlar yaklaşık 20 GPa elastik modüle sahip olup dentin 18 GPa değere sahiptir. Metal postlar 200 GPa, seramik postlar ise 150 GPa değere sahiptir. Bu değerler dentinin değerine çok uzaktır. Bu elastik modül farkları, diş hekimliğini malzeme seçimi üzerinde belirgin bir etkiye sahiptir (112).

Metal postlar izotropik bir yapıya sahip olup her yönde homojen özellikler gösterirler. Buna karşılık, fiberle güçlendirilmiş postlar anizotropik yapıdadır ve bu da onların farklı yönlerde farklı mekanik özellikler sergilemesine neden olur. Anizotropik yapı, fiber postların belirli kuvvetlere karşı daha dirençli olmasını sağlar ve postun dişle daha uyumlu hareket etmesine olanak tanır (116).

2.11.2.2.1. Karbon Fiber Postlar

Elastik modülü yüksek olan materyaller yerine fiziksel özellikleri dentine benzer olan kompozit rezinler ve fiber postlar rağbet görmeye başlamıştır. Bu tercihin sebebi, fiber postların ve kompozit rezinlerin dentinle daha uyumlu olmaları ve böylece dişin yapısal bütünlüğünü ve dayanıklılığını daha iyi koruyabilmeleridir (117).

Karbon fiberler, postun ağırlığının %64'ünü oluşturur. Karbon filamentleri ile matriks arasındaki bağlantı organik yapıda bulunur (118). Güçlendirme amacıyla kullanılan fiber malzemeler arasında, karbon fiberler en rijit malzeme olarak öne çıkar. Cam fiber tipindeki postlara göre yaklaşık 3 kat yüksek elastik modül değerlerine sahiptirler (119). Ancak, bazı çalışmalar bu yüksek elastik modül değerinin restorasyonların klinik başarısını riske atmaktadır. Karbon fiberlerin yüksek rijitliği, dişin doğal hareketlerine uyum sağlamalarını zorlaştırabilir ve bu da restorasyonların başarısını olumsuz yönde etkileyebilir (120).

Karbon fiber postlar, apikal bölümde daralan bir yapıya sahiptir. Bu postlar üç farklı çap genişliğinde üretilir ve boyları standart olarak 22 mm'dir. Postun simantasyonunda ve kor yapımında kullanılacak rezin materyalleri Bis-GMA içerikli

olmalıdır. Karbon fiber postların elastik modülü 21 GPa olup 18 GPa değeriindeki dentine oldukça yakındır (107,121).

Sitotoksik ve karsinojenik etkiler göstermeyen, doku ile uyumlu materyallerdir (122,123). Fiziksel özellikleri nedeniyle metal postlara göre daha tercih edilir hale getirmiştir (124). İzotropik davranış tipi kök kırıklarını azaltıp ve restorasyon başarısını geliştirmiştir.

Koyu renkli olmaları nedeniyle karbon fiberler estetik bölgelerde ve biraz daha transparan indirekt ve direkt restorasyonlarda tercih edilmez. Siyah rengi, karbon kuvars fiber postların geliştirilmesine yol açmıştır. Bu tür postlarda, karbon fiberin etrafı kuvars ile kaplanmıştır (125). Ancak, fiberlerin işlenmesinin zorluğu ve rezin içine tamamen adapte edilememesi gibi olumsuz özellikler nedeniyle, karbon fiberler yerini diğer fiber sistemlerine bırakmıştır (126).

2.11.2.2.2. Kuartz Fiber Postlar

Kuartz ve cam her ikisi de silika bazlı materyaller olmasına rağmen yapısal özellikleri bakımından farklılaşır. Kuartz kristalin bir yapıya sahip iken cam amorf bir yapıya sahiptir. SiO_2 moleküllerinin tekrarlayan birimlerinden meydana gelen kuartz minerali, feldspatdan sonra yer kabuğunda en yaygın bulunan ikinci mineraldir (127).

Kuartz fiber postlar Bis-GMA bazlı rezin simanlarla kimyasal uyumluluğa sahiptirler. Kuartz fiber post sistemlerinin en büyük avantajları arasında uygulama sırasında kök kanalına ışık geçirerek, ışıkla sertleşen rezin simanların polimerizasyonunu artırması yer alır (128).

2.11.2.2.3. Cam Fiberler ile Güçlendirilen Epoksi Resin Postlar

Daha önce üretilen postlarda aranan estetik değerler bulunamayınca diş hekimleri ve üreticileri daha estetik materyaller arayışına girmiştir. Yıllar 1992'yi gösterdiğinde cam fiber postlar geliştirilmiştir. Beyaz veya yarı saydam özellikleri sayesinde özellikle ön bölgedeki estetik restorasyonlarda tercih edilmeye başlanmıştır (122). Cam fiber postların diğer avantajları arasında yüksek elastikiyet, düşük elektrik iletkenliği, çözünmeye ve biyokimyasal bozulmaya karşı direnç bulunmaktadır (129). Tek yönlü cam

fiberlerin rezin bir matriks içerisine yerleştirilmesiyle oluşturulmuştur ve yapısal olarak yüksek monomer dönüşümüne ve çapraz bağlanmalara sahiptir (122). Cam fiber postlar, içeriklerine göre sınıflara ayrılmaktadır. En yaygın kullanılan tiplerinden bazıları aşağıdadır:

E-Cam fiberler (Electrical Glass)

S-Cam fiberler (High Strength Glass)

Translüsens özellikleri ve ultraviyole ışınların geçirdiğinden dolayı dual-cure simanlarla kullanımı uygundur. Geniş açılı kanallarda ekstra preparasyona ihtiyaç duymadan kanalın şeklini aldıkları için, cam fiber postlar ve dolgular dişin bütünlüğünü korumaya yardımcı olmaktadır (130).

Cam fiber postların radyoopasite seviyesi radyografik analizlerde genellikle yetersiz kalmaktadır (131). Bu fiberle güçlendirilmiş postlar, radyolusent (x-ray'lere karşı geçirgen) özellikte oldukları için kök kanalındaki gerçek konumlarını ve uzunluklarını tespit etmek güçleşir.

Cam fiber postların ağız boşluğu gibi nemli ortamlarda uzun dönem başarısında mikro sızıntıya karşı stabiliteleri önemli bir faktördür (125). Cam fiber postların döküm postlara göre daha başarılı olduğu bazı çalışmalar bulunmaktadır. Bu başarının ardındaki en önemli nedenlerden biri, cam fiber destekli postların elastik modüllerinin dentininkine benzer veya yakın olmasıdır (123).

Cam fiber postlar karbon fiberlere göre daha yumuşak ve rijitlik derecesi çok farklıdır. Bu farklılıklar, fiberlerin türü, konsantrasyonu, oryantasyonu ve fiberler ile matriks arasındaki bağlanma farklılıklarından kaynaklanmaktadır (115).

2.11.2.2.4. Polietilen Fiber Postlar

Renk yönünden diş dokularına benzer olmaları, biyolojik uyumlulukları, estetik görünüşleri, iyi ışık geçirgenlikleri ve kolay uygulanabilirlikleri ile dikkat çeken materyallerdir. Yüksek yorgunluk direnci, erimeye karşı dayanıklılık ve hidrofobik özellikleri, bu fiberlerin son yıllarda yaygın kullanımını sağlamıştır. Ancak, polietilenin polar gruplarının eksikliği ve yüzey enerjisinin düşük olmasından dolayı, rezin ile

bağlantıları zayıf kalmaktadır (132). Adezyonu artırmanın bir diğer yolu da yüzey şeklini pürüzlendirmek veya güçlendirici materyalin kimyasal yapısını değiştirmektir (133). Cam fiberlere kıyasla daha düşük yüzey enerjisine sahiptirler. Yüzey enerjisinin artırılması için oksijen plazma uygulanarak kimyasal adezyon güçlendirilebilir. Bu fiberler, post ve kor yapımında, splintlemede ve overdenture protezlerinin güçlendirilmesinde kullanılır. (134). Piyasada bulunan en popüler polietilen fiber örneği: Ribbond (Ribbond, Seattle, ABD)'dur.

2.11.2.2.5. Aramid Fiber Postlar

Cam fiberle ile karşılaştırıldıklarında iki kat daha fazla elastik modüle sahip olan aramid fiber postların sarı renkleri nedeniyle estetik bölgelerde kullanımları sınırlıdır (135). Bu fiberler tek yönlü yapıdadır. Poliamid fiberler, karbon fiberlere kıyasla daha yüksek bir ıslanabilirliğe sahiptir. Piyasada bulunan aramid fiberlerden bir örnek ise Fibreflex (Biocomp, ABD) olarak verilebilir.

2.12. Single Adjustable Post (SAP)

Kök kanallarının anatomilerine uyum sağlaması hedeflenen, yardımcı parçalarla desteklenen, rezin siman tabakasını minimuma indirmeyi hedefleyen çok parçalı fiber post sistemleri üretilmeye başlanmıştır. Bu yenilikçi sistemlerden biri de Single Adjustable Post sistemidir. Sistem iki ana fiber parçadan oluşmaktadır. Birinci parça silindirik bir post şeklindedir. Çapı 1 mm genişliğinde olup uzunluğu 17 mm'dir. İkinci parça ise silindirik postun etrafını kaplayan konik bir fiber kılıftır. Kılıfın ortası boşluklu olup bukkal yüzü ince bir boşluk içermektedir. Kılıfın uzunluğu 10 mm'dir. Kılıfın genişliği en koronal noktasında bukkolingual yönde 2.4 mm meziodistal yönde 1.4 mm'dir. Apikal noktasında ise meziodistal ve bukkolingual yönde 1.4 mm'dir. Simantasyon sırasında fiber postun etrafına yerleştirilen kılıf apikal yöne doğru ittirilir, sıkışma gerçekleştiğinde bırakılır (136).

Bu sistemin amacı sistemin dentin duvarına iyice adapte olmasını sağlayarak rezin siman kalınlığını azaltılmasıdır. İyi adapte olmuş fiber post ve azalan rezin simanı tabakasıyla bağlanma dayanımının arttırılması hedeflenmiştir (26).

2.13. Post Boşluğu Hazırlama Yöntemleri

Post yuvası hazırlamak için, kök kanalındaki gütta perkanın apikal üçte birine kadar çıkarılması gerekir (137).

2.13.1. Kimyasal Yöntem

Kloroform, ksilol gibi organik çözücüler gütta perkanın kök kanalından uzaklaştırılmasında kullanılmaktadır. Bu çözücüler reamer veya gates glidden gibi dentini perfore etmez. Güvenli bir fikir olarak kabul edilse de gütta perkanın boyutunda değişikliklere ve periapikal dokuda irritasyona neden olabilmektedir. Ayrıca, bu kimyasalların toksik etkileri de önemli bir dezavantajdır (138,139).

2.13.2. Fiziksel Yöntem

2.13.2.1. Isı Kullanımı

Isıtılmış pluggerlar, spreaderler veya kanal sondları 2-3 mm kanal içine yerleştirilip geri çekilir. İşlem tamamlandıktan sonra, kalan gütta perka vertikal olarak kondanse edilir. Bu taktik daha fazla zaman alsa da dentinde daha az bir travma yarattığı için güvenli kabul edilir (140).

2.13.2.2. Döner Aletler

Peaso reamer, gates gliddenların kullanımı oldukça hızlı bir yöntemdir. Peaso frezlerin uçlarının keskin olmaması nedeniyle gates glidden frezlere kıyasla perforasyon riski daha azdır (141).

2.13.2.3. Kombine Yöntem

Gütta perka direkt olarak ısı yardımıyla yumuşatılır ve sonrasında gates glidden veya peaso reamer kullanılarak çıkarılır. Bu yöntem hem güvenlidir hem de hızlıdır(142).

2.14. Postların Simantasyonunda Kullanılan Materyaller

Kanal içine yerleştirme ve retansiyonu arttırmak için postlar simanlarla birlikte kullanılır (100). Kanal duvarı ve post arasında bir bağlanma oluşturan simanlar kuvvetlerin ve stressin homojen yayılmasını sağlarlar. Doğru bir siman seçimi mikro sızıntıyı azaltırken stabiliteyi artırır (143).

İdeal bir yapıştırıcı ajan birtakım özellikleri içermelidir:

Toksik olmamalı ve çevre dokulara uyumlu olmalıdır.

Translüsент restorasyonlar için dişe benzer optik özelliklere sahip olmalıdır.

Sıvı formundayken düşük viskozite, ince film kalınlığı oluşturmali ve ağız ısısında uygun çalışma süresi sunmalıdır.

İyi adezyon sağlamalıdır (143).

Polikarboksilat, siman, çinko fosfat siman, rezin simanlar ve cam iyonomerler postların simantasyonunda yaygın olarak kullanılır.

2.14.1. Çinko Fosfat Siman

Çinko fosfat siman 1800'lü yıllarda geliştirilmiş olup, en eski yapıştırma simanlarından biridir ve günümüzde hala kullanılmaktadır. Toz ve likit bileşenlerinden meydana gelir. Toz kısmının ana içeriği magnezyum oksit eklenen çinko oksittir; sıvı kısmı da fosforik asit çözeltisidir (144). Fiziksel özellikleri karıştırma sırasında kullanılan toz-likit oranına bağlı olarak değişir. Dentine yakın elastik modüle sahip olan çinko fosfat siman, kolay kullanılır ve ucuzdur. Ancak diş ile kimyasal bağlantı yapamazlar, mikro girintilere tutunarak mekanik retansiyon sağlarlar (145,146). Neme karşı hassasiyet, düşük çekme direnci ve yüksek çözünürlük gibi dezavantajlara sahiptir (144).

2.14.2. Polikarboksilat Siman

Polikarboksilat siman, ilk kez 1968'de Smith tarafından dental siman olarak kullanılmaya başlanmış ve diş yapısına kimyasal adezyon oluşturan ilk siman olarak tanıtılmıştır. Bu siman, toz ve likit bileşenlerinden oluşur. Toz kısmı çinko fosfat simanlardaki gibi magnezyum oksit eklenmiş çinko oksitten yapıldır; sıvı kısmı ise poliakrilik asit içerir (144).

Polikarboksilat simanın dentinle yaptığı adezyonu iyidir, yüksek basma direncine sahiptir ve çözünürlüğü düşüktür. Ancak, yüksek viskoziteye sahip olması ve kısa çalışma süresi nedeniyle hassas bir uygulama gerektirir (146).

2.14.3. Cam İyonomer Siman

1970'lerden beri yaygın olarak bir restoratif materyal olarak kullanılmaktadır, ardından yavaş yavaş bir yapıştırma ajanı olarak da kullanılmaya başlanmıştır. Bu diş materyali, iyi basma ve çekme dayanımına sahiptir. Düşük bir ısı genleşme katsayısına sahiptir ve diş dokularına olan adezyonu, polikarboksilat simanlarla benzerdir (147).

Bu simanlar, ağız boşluğunda kullanılmadan önce karıştırılması gereken toz-sıvı formunda mevcuttur. Toz kısmı çoğunlukla kalsiyum floralüminosilikat camından (%10-%16 oranında flor içerir) oluşurken, sıvı kısmı genellikle itakonik veya tartarik asit ile poliakrilik asit kopolimerlerinin sulu bir çözeltisidir, ayrıca malik asit de bulunur. Ancak, bazı üreticiler tozun içerisine poliakrilik asit ve kopolimer eklerken, sıvı kısmı su veya tartarik asit çözeltisinden oluşur (147).

Cam iyonomer simanlar, çinko fosfat simanlardan daha az çözünür ve florür iyonları salgılar, bu iyonlar diş dokularına nüfuz ederek diş dokularının remineralizasyonuna katkıda bulunur ve çürük önleyici bir etki sağlar. Sertleştikten sonra cam iyonomer simanlar ayrıca bakteriyostatik özellikler gösterir. Cam iyonomer simanların tutuculuğu, çinko fosfat simanlardan %65 daha yüksektir (148). Kırılmaya karşı direnci düşüktür ve materyalin maksimum dayanıklılığa ulaşması biraz uzun sürdüğü için post simantasyonu için uygun olmadığı düşünülmektedir (146).

2.14.4. Rezin Simanlar

Rezin simanlar, farklı kimyasal bileşimlere sahip kompozit materyallerdir. Rezin matriksinden (örneğin, Bis-GMA veya üretan dimetakrilat) ve inorganik dolgu parçacıklarından oluşurlar. Öncelikle, restoratif kompozitlerden düşük doldurucu içeriği (%50–70 cam veya silisyum dioksit) ve viskoziteleri ile farklılık gösterirler. Ayrıca, doldurucu miktarı ile mekanik özellikler arasında bir korelasyon vardır: dolgu miktarı ne kadar düşükse mekanik dayanım da o kadar düşük olur (149).

Rezin simanlar, polimerizasyon sürecine göre de sınıflandırılır: kimyasal polimerizasyon, ışık ile polimerizasyon veya dual cure. Kimyasal veya kendi kendine sertleşen simanlar, başlatıcı olarak peroksit ile gerçekleşen kimyasal bir reaksiyon sonucu polimerize olurlar. Kimyasal bileşenler nedeniyle, kendi kendine sertleşen rezin simanlar daha düşük renk stabilitesine sahiptir; bu nedenle, şeffaf veya ince seramik restorasyonlarla yapıştırılmaları önerilmez. Bu durumda, ışıkla sertleşen rezin simanlar kullanılır. Kimyasal polimerizasyon malzemeleri yavaş ve kademeli olarak sertleşir, bu da daha az büzülme oluşturur. Işıklı polimerize simanlar ise foto başlatıcıların aktivasyonu ile sertleşir. Ana dezavantajı, kendi kendine sertleşen malzemelere kıyasla kontrollü polimerizasyon süresidir (150), dual cure simanlar ise amin başlatıcılar (kimyasal) ve foto başlatıcılar (ışık) içerir, böylece polimerizasyon süreci ışık kaynağı yardımıyla başlatılır. Bu ışıkla sertleşme reaksiyonu, uzun bir süreçte gerçekleşecek kimyasal reaksiyonu aktif hale getirir. Dual cure simanlardaki katalizör, ilk hızlı ışık polimerizasyonundan sonra ışığın ulaşamadığı alanlarda simanın nihai sertleşmesini sağlar (151). Dual simanlar, restorasyon kalınlığı veya şeffaflığı nedeniyle ışık yoğunluğunun yetersiz olduğu çeşitli klinik durumlarda avantaj sağlar. Bu nedenle, nihai polimerizasyon kimyasal reaksiyon ile sağlanır. Işıklı polimerize olan simanlar, ışığın yeterince nüfuz etmesine olanak sağlayan 1.5 mm'den ince seramik veya dolaylı kompozit restorasyonların simantasyonu için önerilir. Kalın zirkonya yapılarının altında ışıkla polimerizasyon, yeterli rezin polimerizasyonu sağlamayabilir. Dual cure rezin simanlarının polimerizasyonunda, özellikle daha kalın zirkonya restorasyonlar altında, QTH yerine LED ışık kaynakları tercih edilmelidir (152). Dual cure simanlar, 1.5-2.5 mm kalınlığındaki seramik ve kompozit restorasyonlar için önerilir. Kendi kendine sertleşen simanlar, ışığı engelleyen restorasyonların, örneğin zirkonyum oksit tüm seramik kuron ve köprülerin, seramik ve kompozit inley ve onleylerin (>2,5 mm), adeziv sabit kısmi protezlerin ve metal konstrüksiyonların simantasyonunda kullanılır (153).

2.15. Bağlanma Dayanımı

2.15.1. Bağlanma (Adezyon)

Adezyon, iki farklı malzemenin birbirine sıkı sıkıya temas ederek bir arada tutulması anlamına gelirken, kohezyon bir malzemenin kendi atom veya moleküllerinin bir arada kalma eğilimidir. Adezyonun gerçekleşmesi için bir ara yüzey tabakası olması gerekmektedir ve bu yüzeyin adı adezivdir. Bu ara tabaka, adeziv ve adherenti tam olarak birbirine bağlar (154). Bağlantı mekanizmaları iki farklı şekilde gerçekleşir: Kimyasal bağ, atomlar ve moleküller arasında oluşurken, mekanik bağ ise bir yüzeyin diğerine fiziksel olarak kenetlenmesiyle ortaya çıkar (155).

Diş hekimliğinde bağlanma, diş dokusuyla dental materyalin kendi içinde çeşitli yollarla etkileşime girmesidir. Dentinle yapılan bağlanmanın tedavi başarısı üzerinde doğrudan etkili olduğu anlaşıldığından, bu bağlanmanın klinik ve laboratuvar koşullarında test edilmesi gereği doğmuştur. Bağlanma dayanımı, test edilen materyal ile dentin arasındaki bağı çözmek için birim alan başına uygulanan kuvvet miktarıdır ve birimi megapaskal (MPa)'dır (156). Bağlanma dayanımı uygulanan kuvvetin yönüne bağlı olarak 3 farklı yolla test edilir:

2.15.2. Makaslama (Shear Bond Strength)

Bu test şeklinde, kuvvet malzeme ile dentinin bağlandığı ara yüze paralel olarak uygulanır ve bu durumda ara yüzey ile uygulanan kuvvet arasında bir momentum kolu oluşur. Momentum kolunun uzunluğu 0,5 mm'den daha uzun olduğunda, örnek şekli ve moment kolunun uzunluğuna bağlı olarak tutarlı sonuçlar elde etmek zorlaşır. Bu testin en büyük dezavantajı, kuvvetin bağlanma ara yüzeyine tam olarak paralel şekilde ayarlanmasının zor olmasıdır. Parallellik tam olarak sağlanamadığında devrilmeler meydana gelebilir ve bu da testin güvenilirliğini olumsuz etkileyebilir (157).

2.15.3. Gerilim (Tensile Bond Strength)

Bu test şeklinde, dentin üzerine uygulanmış materyal bir retansiyon veya bağlama hücresi aracılığıyla sabit bir hızla çekilir. Dentin yüzeyi ile materyalin aynı düzlemde

olması, testin güvenilirliğini artırsa da homojen bir stres dağılımı sağlamak zordur. Bu zorluk, elastik ve plastik deformasyon özellikleri farklı olan yüzeylerin birleşiminden kaynaklanır (158).

2.15.4. Dışarı itme (Push-out) Testi

Push-out testi, bağlanma mukavemetini ölçmek için kullanılan standart bir yöntemdir. Bu test, iki yüzey arasındaki ara yüzey kayma mukavemetini ölçer ve bu yüzeylerin adeziv özelliklerini ve yerinden çıkarılmaya karşı direncini gösterir (159).

Kök kanalındaki materyal sabit bir hız ile ilerleyelen bir itici kuvvet ucu ile kanal dışına atılmaya çalışılır. Bağlantı yüzeyine paralel ve dentin tübüllerine dik uygulanan bu kuvvetin materyali kök kanalından uzaklaştırdığı en yüksek değeri bağlantı dayanımını gösterir. Bu yöntemin avantajı, dentinden elde edilen kesitlerin kullanılabilmesi sayesinde kökün farklı bölgelerindeki bağlanma dayanımlarının ölçülebilmesidir (160).

2.16. Ağız İçi Koşulları Taklit Etmek İçin Kullanılan Simülasyon Yöntemleri

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller intraoral kullanıma geçmeden başarıları ve başarısızlıklarının tespit edildiği in-vitro deneylerde, laboratuvar ortamında ağız içi koşullar taklit edilmektedir. Bu sayede ağız içi koşulların gerçeğe yakın bir şekilde taklit edilmesiyle zaman ve materyalden tasarruf sağlanırken, in-vivo deneylerin sağlayamadığı bazı ölçümler de gerçekleştirilebilmektedir.

2.16.1. Termal Siklus ile Yaşlandırma Yöntemi

Hava sıcaklığı, nem ve nefes alırken hava hızı dinlenme halindeki ağız sıcaklığını etkileyebilir. Ancak, termal yük ve ağızdan nefes alma olmadığında, intraoral sıcaklık 35.2 ($\pm$ 2.1) °C olarak ölçülmüş ve yaklaşık 35°C olarak belirtilmiştir (161). İntraoral sıcaklık değerleri değişiklikleri yeme, içme ve nefes alıp verme ile tetiklenebilir (162).

Termal siklus dental materyallerin ağız içi karşılaştıkları koşulları taklit etmede en çok kullanılan yöntemlerden biridir ve bu yöntemin literatürde birçok araştırmacı tarafından yaygın olarak kullanıldığı bilinmektedir. Beş ile 55°C arasında gerçekleşen

termal değişimler 10.000 kez tekrarlanınca, bir yıllık doğal döngüye tekabül etmektedir (163).

2.16.2. Bekletme ile Yaşlandırma Yöntemi

Bu test yönteminde dişler genellikle 37°C’de su veya yapay tükürük içerisinde bekletilerek yaşlandırılmaktadır. Bu süre birkaç aydan 4-5 yıla kadar uzayabilir. Kitasako ve ark. (164) in-vivo gerçekleştirdikleri bir çalışmada, hibrit kompozit ve tek aşamalı adeziv sistemle yapılan restorasyon tamamlandıktan sonra, 3. ve 90. günler arasında mikro tensile bağlanma değerlerinin zamanla önemli ölçüde düştüğü bildirilmiştir. Birçok çalışma, çok kısa bir bekleme olsa dahi bağlanma kuvvetlerinde azalma olduğunu ortaya koymuştur (165). Bu azalma, rezin veya kolajenin hidroliz yoluyla yıkıma uğramasından kaynaklanır. Su, polimerize matrikse sızarak mekanik özelliklerini zayıflatır ve polimerize olmamış artık monomerlerle birlikte bağlantıyı zayıflatır (166).

2.16.3. Oklüzal Yükleme ile Yaşlandırma Yöntemi

Ağız içi ortamı doğal olarak taklit etmenin bir başka şekli, diş dokularına mekanik kuvvet uygulamaktır. Bu tür çalışmalarda, belirli bir kuvvet altında termal siklus eklendiğinde bağlantının zayıfladığı tespit edilmiştir. Ancak, mekanik yüklemenin nano sızıntı açısından incelendiği bir araştırmada, sızıntı üzerinde bir etkisinin olmadığı belirlenmiştir (167,168).

2.16.4. Çiğneme Simülatörü Kullanılarak Yaşlandırma Yöntemi

Ağız içi ortamı restorasyonları yaşlandırıp yormasına bağlı olarak başarısız olmasına neden olabilecek birçok faktörü barındırmaktadır. Bu nedenle, dental restorasyonların uzun ömürlülüğü ve dayanıklılığı hakkında gerçekçi veriler elde etmek için uzun süreli klinik araştırmalar gereklidir (169). Ancak, bu araştırmaların parametrelerini standardize etmek oldukça zordur. Yorulmayı test edebilmek için, örneklere farklı frekanslarda farklı kuvvetler uygulayan çok çeşit makineler üretilmiştir.

Bu cihazlar, ortamı daha ağız içi ortama benzetmek test ortamına ek nem ve kontrollü sıcaklık uygulayabilme yeteneğine sahiptir (170).

Klinik testler etik sorunlar, artan maliyetler ve sonuçların uzun sürede elde edilmesi gibi nedenlerle zorluklar yaratabilir. Bu nedenle, restoratif materyallerin klinik kullanımdan önce çiğneme kuvvetlerine karşı göstereceği dirençler açısından test edilmesi büyük önem taşır. İn-vitro testler uygulanırken, çiğneme sistemini mümkün olduğunca doğala benzer bir şekilde yapmak başarılı ve tutarlı sonuçlar verir. Her bir insanın ısırma kuvveti geniş bir aralıkta değişiklik gösterebilir; yutkunma ve çiğneme sırasında ortaya çıkan fizyolojik ısırma kuvvetleri 10 ila 120 N arasında değişir (171,172). Ön bölgede maksimum ısırma kuvveti 190 ila 290 N arasında, arka bölgede ise 200 ila 360 N arasında olabilir (173,174). Çiğneme simülatörü ile yapılan çalışmalarda, uygulanan siklus sayıları ve kuvvetler, araştırmacıların amaçlarına bağlı olarak farklılık göstermektedir.

Isırma sırasında kas aktivasyonu, her yarım döngü için yaklaşık 0.2-1.5 Hz frekans aralığında meydana gelir. Bu nedenle, çiğneme sistemini doğru şekilde simüle eden bir cihazın, tek veya çoklu eksenle hareket ederken belirli sayıda ve önceden tanımlanmış kuvvetleri materyale uygulayabilmesi gerekmektedir. Literatüre göre, 240.000-250.000 döngü, bir yıla tekabül etmektedir. Beş yıllık yaşlandırmaya tekabül eden döngü sayısı ise 1.200.00'dür (175).

Dual akslı çiğneme simülatörü, su haznesine sahiptir ve çeşitli yönde kuvvetler uygulayabilir. Bu cihaz hem çift eksenli hem de sekizli hareket yörüngelerine sahip çeşitleriyle bilinen bir cihazdır ve en çok kullanılan çiğneme simülatördür (176,177). İn vitro testlerde bir diğer yaygın olarak tercih edilen cihaz sekizli çiğneme simülatörüdür (177,178). Bu cihaz, kolayca ayarlanabilmekte ve sekiz ayrı haznesine yerleştirilen örneklerle aynı anda belirli kuvvetler uygulayabilmektedir. Ayrıca, kullanıcı tarafından ayarlanabilen termal döngü fonksiyonuna da sahiptir (177,178).

Bilgisayar kontrolünde çalışan dual akslı çiğneme simülatörü örneklerle hem yatay hem de dikey kuvvet uygular. Plastik örnekler tutuculara yerleştirilir ve simülatördeki karşıt mekanizma, çift yönlü hareket ederek hem dikey hem yatay kuvvet uygulayarak belirlenen çiğneme siklusunu tamamlar. Antagonist olarak çeşitli çap ve materyallerden yapılmış top uçlar kullanılır (177-179). Belirlenen çiğneme fonksiyonu, test sırasında kuvvetleri döngüsel olarak oluşturmak amacıyla bilgisayar tarafından kontrol edilir.

Çiğneme frekansı olarak 1.3 Hz-1.8 Hz aralığı, her siklus ise 0.6-1.1 saniye olacak şekilde fizyolojik sınırlar içinde kabul edilir (177–180).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız kapsamında, Çukurova Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 2023/131/20 numarasıyla onay alınarak, periodontal ya da ortodontik nedenlerle çekilen 60 insan alt premolar dişi toplandı. Çalışmaya dahil edilme kriterleri olarak, dişlerin köklerinde kırık ya da çatlak bulunmaması, daha önce endodontik tedavi, post veya kuron uygulanmamış olması, kök rezorpsiyonu olmaması ve lateral kanalların bulunmaması esas alındı. Diş boyutlarını standart hale getirmek amacıyla, 15.5 ± 0.5 mm kök uzunluğuna sahip ve benzer bukkolingual ile meziodistal ölçülere sahip dişler seçildi. Çekim işlemi sonrası, dişler 5 dakika boyunca %5.25 NaOCl solüsyonunda dezenfekte edilip %0.9'luk serum fizyolojik içinde saklandı. Örnek hazırlık sürecinde, diş yüzeyindeki doku kalıntıları ve diş taşları el küreti ve ultrasonik kavitrone yardımıyla temizlendi.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Dişlerin kuron kısımları, su soğutması altında bir aeratör (KaVo, Warthausen, Almanya) kullanılarak, elmas fissür frez yardımıyla mine-sement sınırından 2 mm koronalde olacak şekilde uzun eksenlerine dik bir biçimde kesilerek uzaklaştırıldı. Tek kanallı olmayan dişler bu aşamada çalışmadan çıkarıldı. Çalışmaya dahil edilen dişler numaralandırıldı ve rastgele olarak bir bilgisayar programı yardımıyla 4 gruba ayrıldı. Örneklem büyüklüğü, varsayımsal değerlere dayanarak hesaplanmıştır. Her bir grup için gereken minimum örneklem büyüklüğünün belirlenmesinde, G*Power 3.1 yazılımı (Heinrich Heine Üniversitesi, Düsseldorf, Almanya) kullanıldı ve %95 güç, 0.05 anlamlılık düzeyi ve 0.60 etki büyüklüğü göz önünde bulundurularak, grup başına minimum 13 örnek gerekli görülmüştür. Bu in vitro çalışmada ise her bir grup için 15 örnek kullanılarak analizler gerçekleştirilmiştir.

Rastgele Takım Oluşturucu:							
Group 1							
1. 32	2. 13	3. 51	4. 10	5. 46	6. 30	7. 6	8. 60
9. 5	10. 58	11. 48	12. 18	13. 52	14. 4	15. 43	
Group 2							
1. 20	2. 27	3. 40	4. 36	5. 50	6. 47	7. 19	8. 12
9. 28	10. 8	11. 44	12. 2	13. 1	14. 11	15. 21	
Group 3							
1. 16	2. 35	3. 55	4. 42	5. 31	6. 17	7. 37	8. 34
9. 14	10. 3	11. 24	12. 9	13. 57	14. 59	15. 23	
Group 4							
1. 54	2. 7	3. 39	4. 22	5. 38	6. 29	7. 53	8. 26
9. 33	10. 25	11. 45	12. 41	13. 56	14. 15	15. 49	

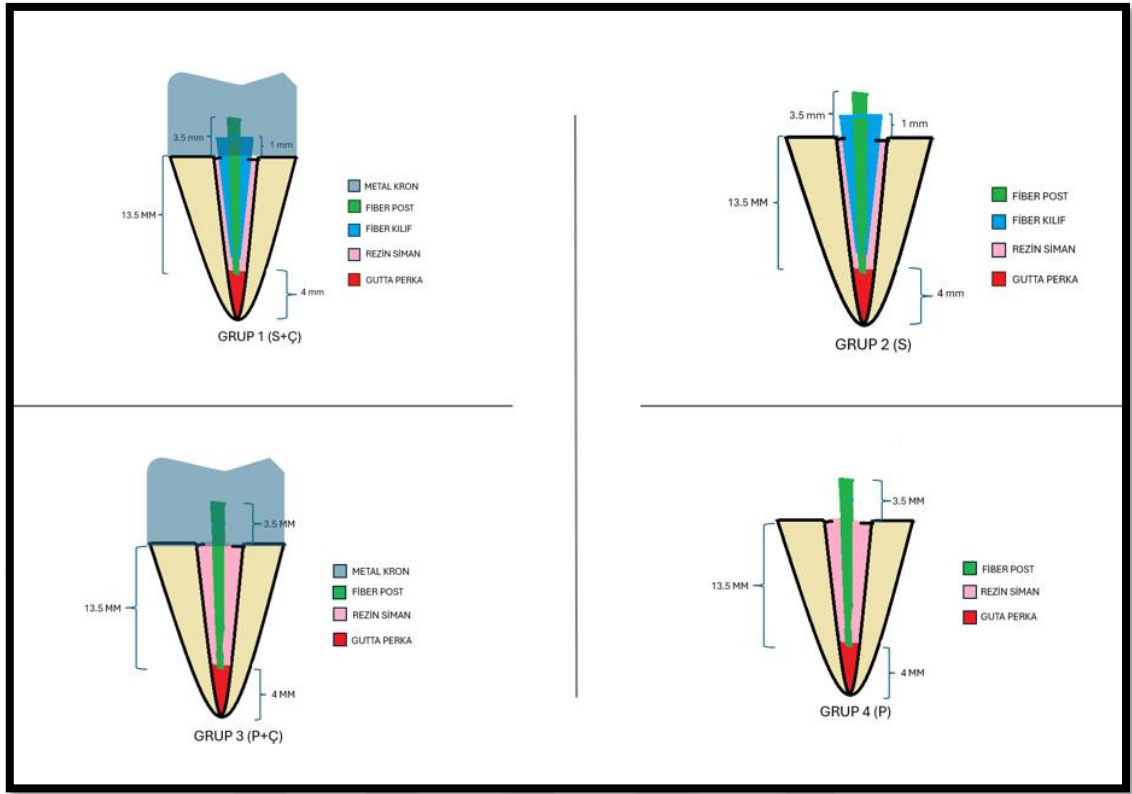
Şekil 3.1. Grupların rastgele oluşturulması ve her gruptaki diş numaraları

1.Grup (S+Ç): The Single Adjustable Post (SAP) sistemi (Splendor, Angelus, Londrina, Brazil) içeriğindeki post ve kılıfın beraber simante edilip kompozit dolgu materyali ile kor yapılıp metal üst yapı yapıldıktan sonra çiğneme simülasyonunda yaşlandırılmış dişler (15 adet).

2.Grup (S): The Single Adjustable Post (SAP) sistemi (Splendor, Angelus, Londrina, Brazil) içeriğindeki post ve kılıfın beraber kullanıldığı dişler (15 adet) (Bu dişlere kor yapılmamış olup, bu dişler çiğneme testine sokulmamıştır).

3.Grup (P+Ç): The Single Adjustable Post (SAP) sistemi (Splendor, Angelus, Londrina, Brazil) içeriğindeki postun simante edilip fakat kılıfın simante edilmeyip dişler kompozit dolgu materyali ile kor yapılıp metal üst yapı yapıldıktan sonra çiğneme simülatöründe yaşlandırılmış dişler (15 adet).

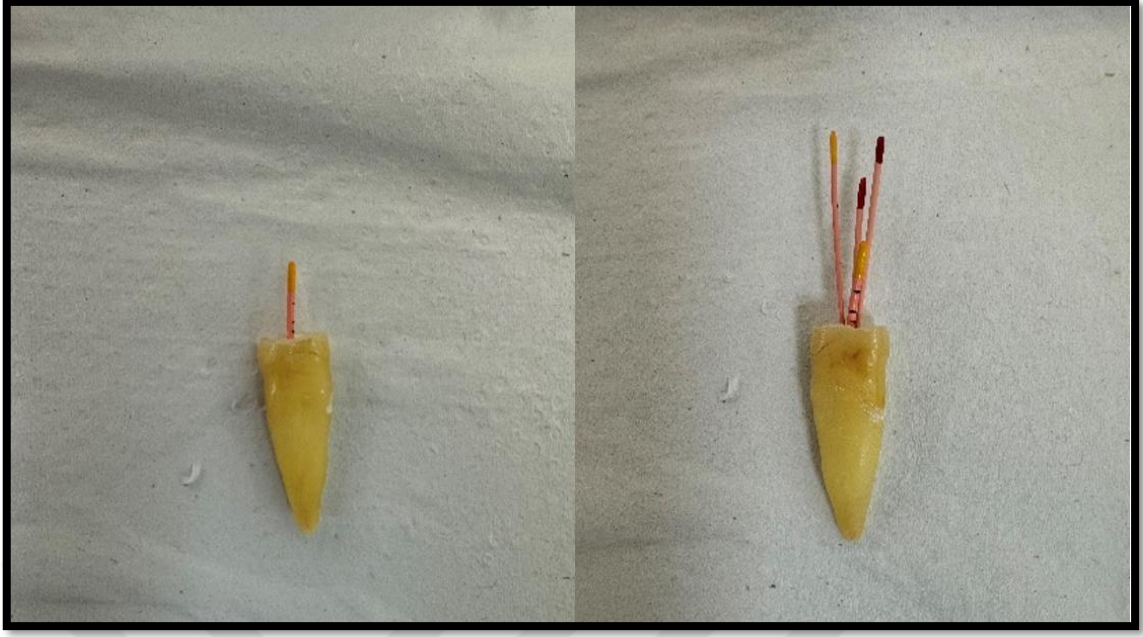
4.Grup (P): The Single Adjustable Post (SAP) sistemi (Splendor, Angelus, Londrina, Brazil) içeriğindeki postun kullanılıp fakat kılıfın kullanılmadığı dişler (15 adet) (Bu dişlere kor yapılmamış olup, bu dişler çiğneme simülasyonuna sokulmamıştır).



Şekil 3.2. Örneklerin şematik çizimi

3.2. Örneklerin Kök Kanal Tedavilerinin Yapılması

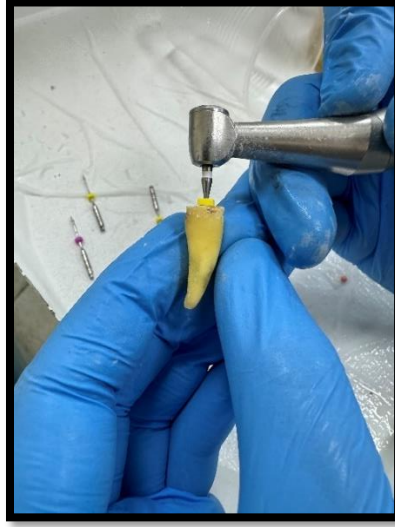
Dekoronasyon işlemi yapılan dişlerde, kanallara #10 numara K tipi eğe ile rehber yol oluşturuldu. Kanal açıklığı doğrulandıktan sonra, 15 numara K tipi el eğesi apikal uçta görünecek şekilde yerleştirilerek eğenin boyu ölçüldü. Bu ölçüme göre, kanal boyları belirlenirken, ölçülen boydan 1 mm daha kısa bir mesafe esas alındı. Bu belirlenen uzunluklara uygun olarak, her bir örnekte sırasıyla elektronik endomatora (VDW Gold Reciproc motor, VDW, Münih, Almanya) bağlı R25 (#25.08), R40 (#40.06) ve R50 (#50.05) numaralı eğeler kullanılarak crown-down yöntemiyle kanal enstrümantasyonu yapıldı. Her eğe kullanımının ardından, kanallar 2 ml %2.50'lik NaOCl ile irriye edildi. Son irrigasyon olarak ise 2 ml %5'lik EDTA ve 10 ml distile su kullanıldı. Kanallar, kağıt konlarla (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, İngiltere) kurutulduktan sonra, AH Plus (Dentsply Detrey, Konstanz, Almanya) kanal patı ve #50 apikal çapta gutta perka ile soğuk lateral kompaksiyon tekniği uygulanarak dolduruldu (Şekil 3.3) . Kök kanal ağızları, geçici dolgu malzemesi (Cavit-G; 3M ESPE AG, Seefeld, Almanya) ile kapatıldı ve örnekler, 37 °C'de %95 nemli bir ortamda 7 gün boyunca bekletildi.



Şekil 3.3. Kanal dolumu yapılmış örnek diş

3.3. Post Boşluğunun Açılması

Bir hafta sonra, geçici üst yapı dolgusu, post boşluklarının oluşturulması amacıyla uzaklaştırılmıştır. Post boşluklarının açılması için SAP standart frezi tercih edilmiştir (Şekil 3.4). Post yuvalarının uzunluğu 13,5 mm olarak belirlenmiş ve tüm gruplarda, fiber kılıfın kök kanal sistemi içerisinde 9 mm uzunluğunda yerleşmesini sağlamak amacıyla post boşluklarının çapı standart bir şekilde genişletilmiştir. Ayrıca, apikal bölgede en az 4 mm güta perkanın korunması dikkate alınarak post boşlukları açılmıştır.



Şekil 3.4. Post yuvalarının açılması

3.4. Postların Simantasyonu ve Rezin Kor Yapısının Oluşturulması

Post yuvalarının açılmasının ardından, gütta perka kalıntılarının kanaldan temizlenmesi için kök kanalları önce 5 ml %17 EDTA ile ardından 5 ml serum fizyolojik ile yıkanmış ve kağıt konularla kurutulmuştur. Postların kanal içi uyumları kontrol edilmiştir. Postlar alkol ile dezenfekte edilip hava spreyi ile kurutulmuştur. Postlara silan (G-multi Primer, Tokyo, Japonya) aplikatör yardımıyla uygulanmış, 60 saniye bekletildikten sonra hava spreyi ile kurutulmuştur.

Birinci grupta (S+Ç), SAP sistemi fiber kılıf kullanılarak hem post hem de kor yapısı oluşturulmuş ve sistem metal kuronla tamamlanmıştır. İkinci grupta (S) ise fiber kılıflar kullanılmış, kor yapısı oluşturulmamış ve metal kuron uygulanmamıştır. Üçüncü grupta (P+Ç), SAP sistemi fiber kılıf kullanılmadan post doğrudan uygulanmış, post ve kor yapısı oluşturulmuş ve metal kuron ile restore edilmiştir. Dördüncü grupta (P) ise SAP sistemi fiber kılıf olmadan kullanılmış, ancak ne kor yapısı oluşturulmuş ne de metal kuron üst yapı olarak uygulanmıştır.

Tüm gruplarda, siman (Panavia SA Cement, Kuraray, Okayama, Japonya) kanal içi uç yardımıyla doğrudan kanala uygulanmış ve post en geç 40 saniye içinde post boşluğuna yerleştirilmiştir. Tüm yüzeylere 20'şer saniye boyunca ışık (Elipar Freelight LED Cihazı, 3M ESPE) ile polimerizasyon sağlanmıştır. Rezin simanın kimyasal olarak sertleşmesi için ek olarak 5 dakika daha beklenmiştir.

Bütün örnekler, %95 nem oranında 37 °C’de 48 saat boyunca saklanmıştır. Bu sürenin sonunda, 1. ve 3. gruptaki örnekler kompozit kor yapılmaya başlanmıştır. Kor yapımı aşamasında örnekler hava-su spreyi ile kurutulmuş, dişlere universal bond (GC Solare Universal Bond, Tokyo, Japonya) uygulanmış ve 10 saniye boyunca bond üzerine hava sıkılmıştır. Ardından, 10 saniye mavi led ışık uygulaması ile polimerizasyon sağlanmıştır. Dişlere 7 mm uzunluğunda kompozit (GC Dental Genial Posterior Composite, Tokyo, Japonya) kor yapılmıştır. Kor yapıların preparasyonları, su soğutması altında aeratör (KaVo, Warthausen, Almanya) ve elmas frezler ile gerçekleştirilmiştir. İlgili dişlerin kompozit kor yapıları, prepare edilmiş diş şekline getirilmiştir. Preparasyon basamakları, round shoulder tipinde olup mine-sement sınırında sonlandırılmıştır. Kompozit korlar 5 mm uzunluğunda ayarlanarak standart sağlanmıştır.

Birinci ve 3. gruptaki örnekler, her biri 5’er adet olmak üzere 30 mm’lik mum bloklara yerleştirilmiştir. Bu dişlerden dijital ölçüler, ağız içi tarayıcı (3Shape Trios A/S, Kopenhag, Danimarka) kullanılarak alınmış ve metal kuronların üretilmesi amacıyla protez laboratuvarına e-posta yoluyla gönderilmiştir (Şekil 3.5). Laboratuvarda lazer sinterleme yöntemi ile üretilen 2 mm kalınlığındaki metal kuronlar kontrol edilip, polikarboksilat siman (Adhesor Carbofine, Pentron, Çek Cumhuriyeti) ile dişlere simante edilmiştir (Şekil 3.6). Artık simanlar bir el küreti yardımıyla temizlenmiştir.



Şekil 3.5. Dijital Ölçüsü Alınmış Bir Örnek Grubu



Şekil 3.6. Metal kuronların polikarboksilat siman ile daimi simante edildiği örnekler

3.5. Akrilik Blokların Elde Edilmesi

Periodontal membranı taklit edebilmek için, köklerin etrafı yaklaşık 0.2-0.3 mm kalınlığında eritilmiş mum daldırma yöntemiyle kaplandı (Şekil 3.7) ve örnekler 30 mm uzunluğundaki PVC bloklara soğuk kırmızı akrilik ile gömüldü. Akrilik rezin ilk sertleşme belirtilerini gösterdiği anda, örnekler bloklardan çıkarılarak çevresindeki mum tabaka temizlendi. Ardından, bu boşluklara düşük viskoziteli polivinil siloksan (A tipi silikon) (Elite HD+, Zhermack, Badia Polesine, İtalya) enjekte edilerek yapay bir periodontal membran oluşturuldu (Şekil 3.8 ve Şekil 3.9).



Şekil 3.7. Daldırma mum yöntemiyle köklerin mumla kaplanmış hali



Şekil 3.8. Dişlerin akrilik bloklara gömülüp A tipi silikon uygulanmış hali (Silikon Temizlenmemiş)



Şekil 3.9. Dişlerin akrilik bloklara gömülmüş hali (Silikonlar Temizlenmiş)

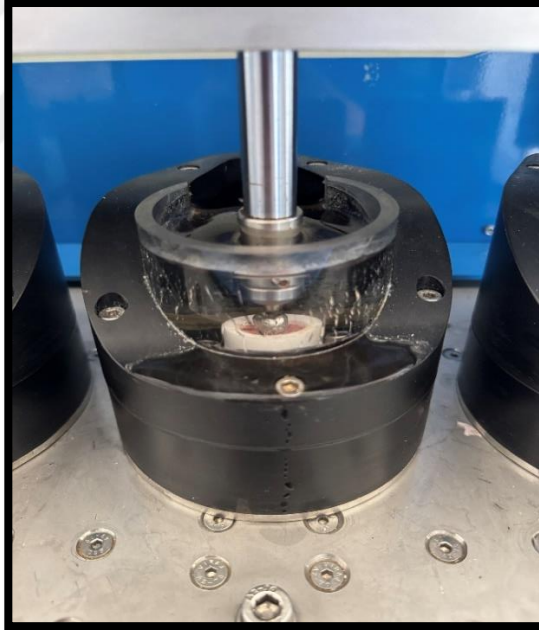
3.6. Çiğneme Simülasyonu ve Push-Out Testi

3.6.1. Çiğneme Simülatörü

Kuronlanan örnekler akrilik blokların içine yerleştirildikten sonra çiğneme simülatörüne (MOD, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye), dik eksen hızı 60mm/sn, dik eksen hareket mesafesi 5 mm, yatay eksen hızı 60 mm/sn, yatay eksen hareket mesafesi 1mm ve diş başına uygulanacak kuvvet 50 N olacak şekilde 240.000 siklуста 1.67 Hz frekans ile yaşlandırma işlemlerine tabii tutuldu. Çiğneme yapıldığı süre boyunca da dişlere 5°C ile 55°C arasında termal siklus uygulandı (Şekil 3.11).



Şekil 3.10. Çiğneme Simülatörünün Bir Fotoğrafi



Şekil 3.11. Çiğneme Simülatörüne Yerleştirilmiş Bir Örnek

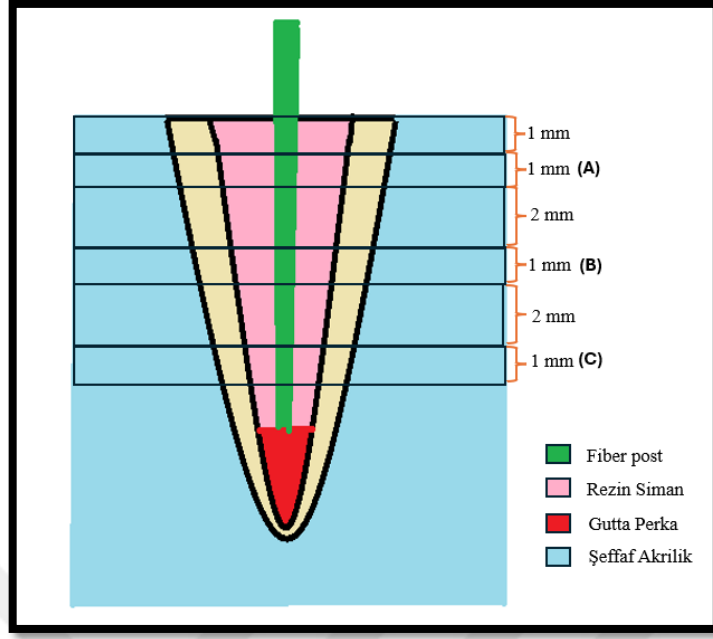
3.6.2. Kökün Hassas Kesim İşlemi ile Dilimlenmesi

Örneklerin makinede tutunabilmesi için dişler şeffaf akrilik silindir blokların içine yerleştirildi. Paralelliği sağlamak amacıyla, fiber post simante edilmiş köklerin en üst

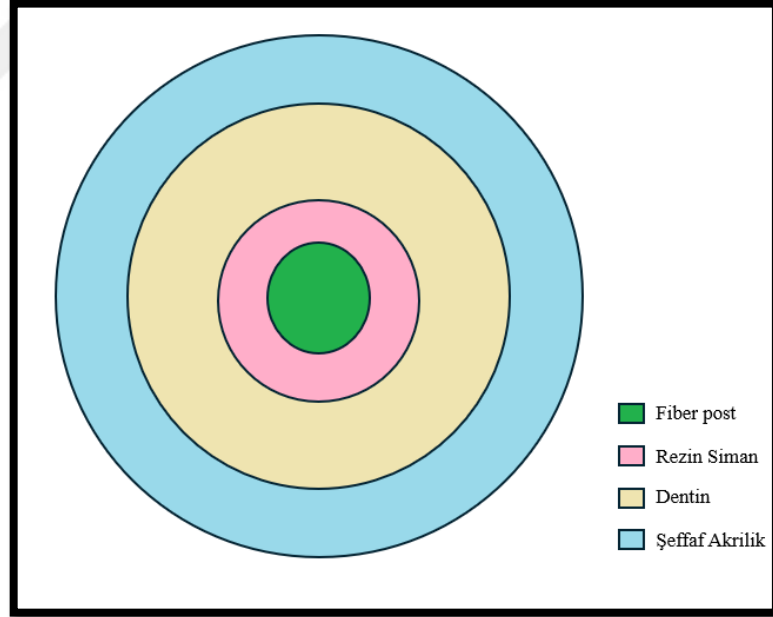
kısımları, mine sement birleşiminde su soğutması altında elmas separe ile uzaklaştırıldı. Bütün gruplardaki dişlerin, her birinin kökün koronal, orta ve apikal bölgelerinden bölgeler arası 2 mm uzunluğunda mesafe olacak şekilde $1\pm0,05$ mm kalınlığında birer kesit alınarak (Şekil 3.13), ortasında fiber post ve siman, çevresinde ise kök kanal dentini bulunan toplam 180 disk elde edildi (Şekil 3.14). Her bir diskte bulunan fiber postların yüksekliği, büyük ve küçük çapları 0.01 mm hassasiyetle elektronik kumpas ile ölçülerek veriler kaydedildi (Şekil 3.16). Koronal kesit için A, orta kesit için B, apikal kesit için C ile isimlendirilmiş dentin diskleri kullanılmıştır (Şekil 3.16). Dentin diskleri hassas kesme cihazında (Struers Accutom 10, OH, A.B.D) oluşturuldu (Şekil 3.12).



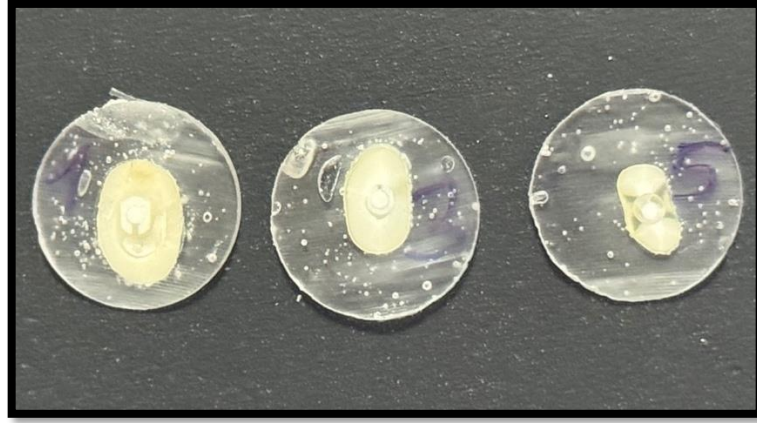
Şekil 3.12. Dentin disklerinin hassas kesme cihazında oluşturulması



Şekil 3.13. Dilimleme sırası ve kullanılacak dentin disklerinin gösterilmesi



Şekil 3.14. Dentin disklerinin şeması



Şekil 3.15. Dilimlenmiş dentin diskleri örnekleri



Şekil 3.16. Dentin disklerinin kalınlıklarının elektrikli kumpasla kontrolü

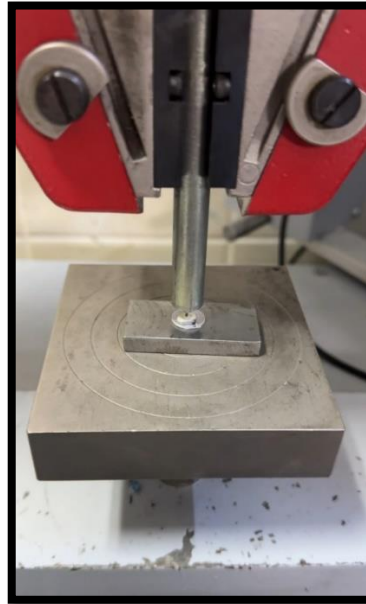
3.6.3. Testometrik Test Cihazında Push-Out Test Düzeneginin Hazırlanması

Push-out testi düzeni iki ana parçadan oluşmaktaydı. Birinci parça, universal test cihazının (Testometric M500, 25 kN; Rochdale, İngiltere) üst koluna monte edilmiş 13 cm uzunluğunda ve 10 mm çapında paslanmaz çelik bir parçaydı. Bu parça, ucunda dentin disklerine kuvvet uygulayan 1 mm çapında ve 2 mm uzunluğunda silindirik bir uca sahipti. İkinci parça ise, test cihazının zeminine yerleştirilen ve dentin diskinin oturtulduğu bir dikdörtgen destek parçasıydı. Bu destek 3 cm yüksekliğinde ve uzun kenarı 5 cm, kısa kenarı 3 cm uzunluğunda olup, ortasında 4 mm çapında bir delik bulunduran paslanmaz çelik bir parçadır. Dentin diski, apikal yüzü kuvvetin uygulanacağı

tarafa bakacak şekilde, bu dikdörtgen desteğin orta kısmındaki delik üzerine dikkatlice yerleştirilmiştir.



Şekil 3.17. Universal Testometrik Cihazı (Testometric M500, 25 kN; Rochdale, İngiltere)



Şekil 3.18. Dentin disklerine push-out testinin yapılması

3.6.4. Kuvvet Uygulanması

Dentin diski örneklerinin merkezindeki fiber postlara 1 mm kalınlığında 2 mm uzunluğundaki silindirik paslanmaz çelik uçla apikalden koronale olacak şekilde dakikada 0.5 mm hızında fiber postu veya rezin simanı dentin diskinden çıkartana kadar uygulanmıştır. Maksimum kuvvet değeri newton şeklinde kaydedilmiştir.

3.6.5. Bağlanma Dayanımının Hesaplanması

Fiber postların bağlanma dayanımını megapaskal (MPa) cinsinden hesaplamak için belirli formüller kullanılmaktadır. Bu hesaplama, uygulanan maksimum kuvvetin (N) bağlanma yüzey alanına (mm²) oranlanmasıyla elde edilir. Formül şu şekilde ifade edilebilir:

Bağlanma Dayanımı (MPa) = Uygulanan Maksimum Kuvvet (N) / Bağlanma Yüzey Alanı (mm²)

Uygulanan maksimum kuvvet, testometrik cihaz kullanılarak ölçülmüş ve kayıt altına alınmıştır. Yüzey alanını hesaplayabilmek için, dentin disklerinin koronal ve apikal yüzeylerindeki post yuvalarının çaplarının belirlenmesi gerekmektedir. Bu ölçümler, elektrikli hassas kumpas ile gerçekleştirilmiştir. Yüzey alanı (mm²), aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanmıştır: Yüzey Alanı (mm²) = $\pi (R + r) [(h^2 + (R - r)^2)]^{0.5}$

Bu formülde:

- π : 3.14
- R: koronal yüzeyindeki post boşluğunun çapı
- r: apikal yüzeyindeki post boşluğunun çapı
- h: disk yüksekliği

Elde edilen maksimum kuvvet değerleri, hesaplanan yüzey alanına bölünerek bağlanma dayanımı MPa cinsinden belirlenmiştir.

3.6.6. Bağlanma Hatalarının Sınıflandırılması

Çalışmamızda 4 farklı kopma tipini karşılaştırıldı:

Dentin Siman Arası Adeziv Kopma: Dentin ile rezin siman arasındaki adeziv arayüzündeki başarısızlıktan kaynaklanmaktadır.

Post Siman Arası Adeziv Kopma: Post ile rezin siman arasındaki adeziv arayüzün başarısız olmasından kaynaklanmaktadır.

Koheziv Kopma: Postun veya rezin simanın kendi yapısında oluşan bağlanma başarısızlığından kaynaklanmaktadır.

Miks Kopma: Adeziv ve koheziv başarısızlığın birlikte görüldüğü kopma türüdür.

Kopma tiplerini tespit etmek için operasyon mikroskobu (iSee 9000; Woodpecker Tıbbi Cihazlar Şirketi, Guilin, Çin) altında 40x büyütme ile örnekler incelenmiştir. Görülen kopma tipleri büyütme altında incelenip kayıt altına alınmıştır.

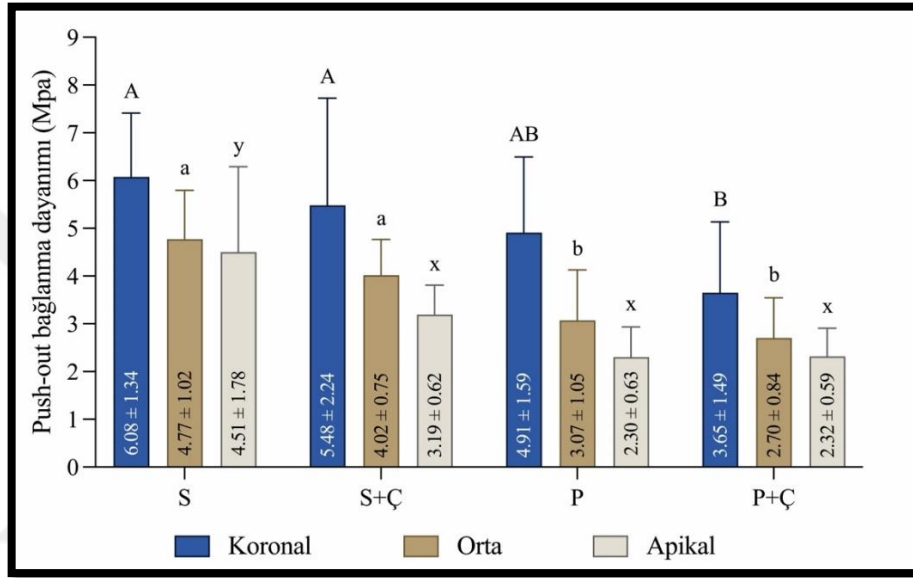
3.7. İstatiksel Analiz

Tüm analizler SPSS Statistics version 29.0.1.1 for MAC (IBM, Armonk, NY, USA) programı üzerinde gerçekleştirildi. Elde edilen verilerin homojenliği Shapiro-Wilk testi ile analiz edildi. Grupların bağlanma dayanımı arasındaki istatistiksel farklar tek yönlü ANOVA ve Tukey post-hoc testleri ile değerlendirildi ($p=0.05$).

4. BULGULAR

4.1. Push-out bağlanma dayanımı

Koronal, orta ve apikal üçlü olmak üzere kökün üç bölgesi için PBS ortalama ve standart sapma değerleri ve istatistiksel karşılaştırması Şekil 4.1’de verilmiştir.



Şekil 4.1. Grupların koronal, orta ve apikal kök bölgeleri için push-out bağlanma dayanımı ortalama ve standart sapma değerleri ve istatistiksel analizi

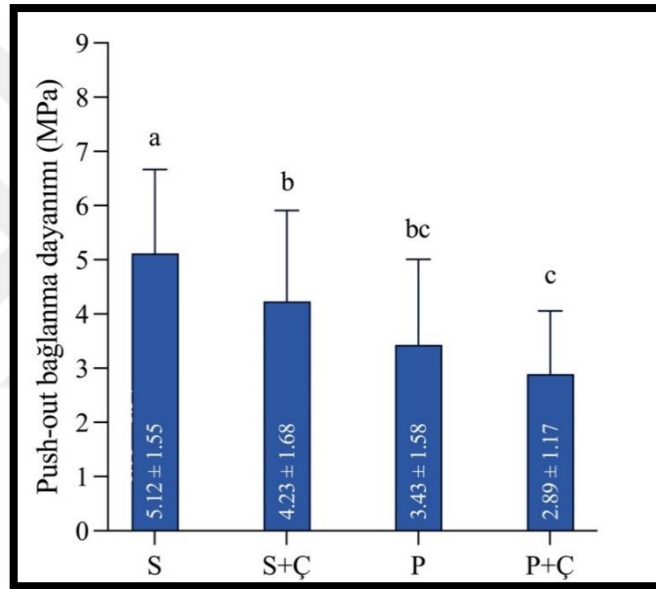
Koronal seviyede S grubu en yüksek PBS değeri göstermiştir ve S+Ç ile arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0.773$). Benzer şekilde P ve P+Ç arasında da anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0.192$). Çiğneme simülöründe yaşlandırılan gruplar karşılaştırıldığında P+Ç grubu S+Ç grubuna göre anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p=0.023$). Yaşlandırılmayan gruplar karşılaştırıldığında ise S ve P grupları arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0.247$).

Orta seviyede S ve S+Ç grupları arasında ve P ve P+Ç grupları arasında fark bulunmamıştır (sırasıyla, $p=0.128$ ve $p=0.691$). Çiğneme simülöründe yaşlandırılan gruplar karşılaştırıldığında, S+Ç grubu P+Ç grubuna daha yüksek PBS değerine sahiptir ($p=0.001$). Yaşlandırmayan gruplar karşılaştırıldığında benzer şekilde S grubu P grubuna göre daha yüksek push-out bağlanma dayanımı göstermiştir ($p<0.001$).

Apikal seviyede S grubu en yüksek PBS göstermiştir ve S+Ç, P+Ç ve P gruplarından anlamlı derecede farklıdır (sırasıyla $p=0.005$, $p<0.001$ ve $p<0.001$). P ve P+Ç grupları arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0.999$).

Grup içerisindeki kesitler karşılaştırıldığında, tüm gruplarda koronal kesitin PBS değeri orta ve apikal kesite göre anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Ayrıca tüm gruplar için orta ve apikal kesitin PBS değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark izlenmemiştir ($p>0.05$).

Grupların toplam PBS ortalama ve standart sapma değerleri ve istatistiksel karşılaştırmaları Şekil 4.2’de gösterilmiştir.

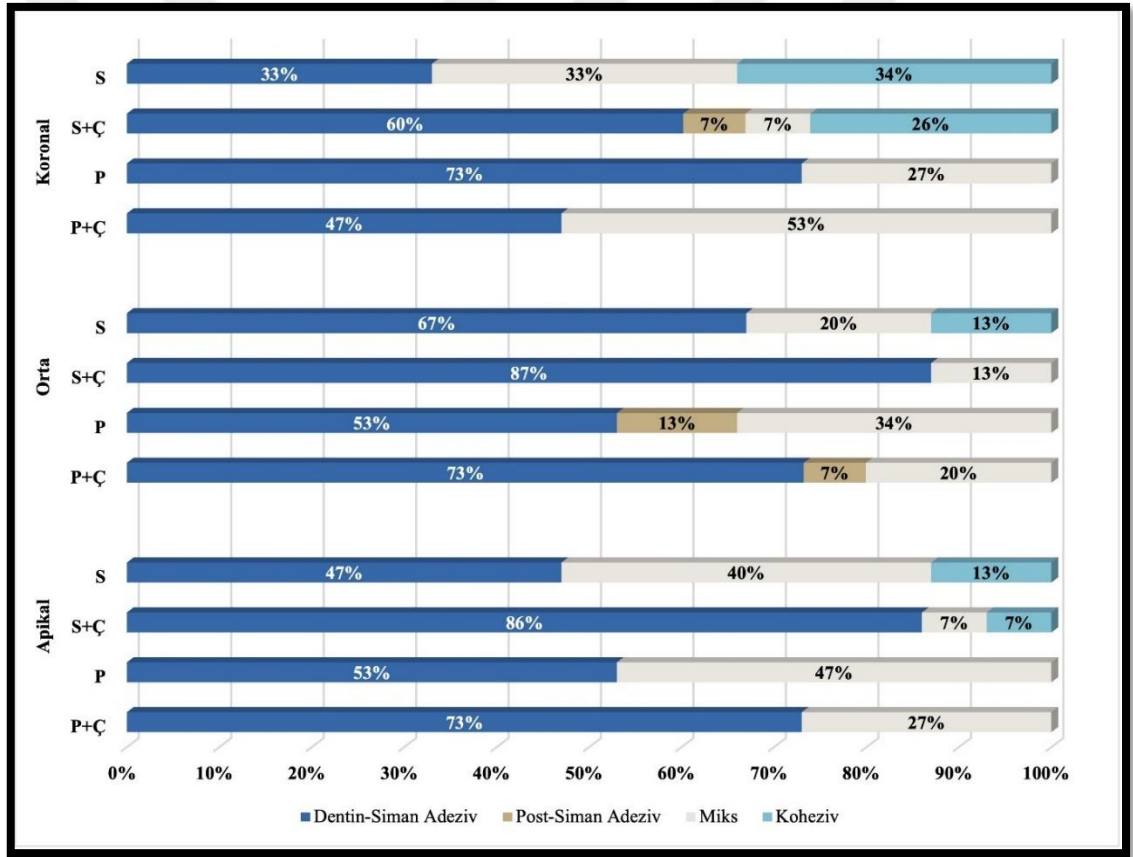


Şekil 4.2. Grupların toplam push-out bağlanma dayanımı ortalama ve standart sapma değerleri ve istatistiksel karşılaştırması

Grupların bütün kesitlerinin toplam değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değeri S grubu sergilerken S+Ç, P ve P+Ç gruplardan anlamlı derecede farklıydı (sırasıyla $p=0.029$, $p<0.001$ ve $p<0.001$). Yaşlandırılan gruplar olan S+Ç ve P+Ç arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.001$). Ayrıca yaşlandırılmayan gruplar (S ve P) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark elde edilmiştir ($p<0.001$).

4.2. Kopma Tipi Analizi

Dentin siman arası adeziv kopma, post siman arası adeziv kopma, miks kopma ve koheziv kopma sınıflandırmasına göre grupların kök bölgesine kopma tipinin yüzdelik değerleri Şekil 4.3'te verilmiştir. Sınıflandırmaya göre 4 kopma tipi de bu çalışmada gözlenmiştir. Şekil 4.4, Şekil 4.5, Şekil 4.6 ve Şekil 4.7 ile kopma tiplerinin temsili görüntüleri gösterilmiştir. Tüm gruplarda dentin siman arası adeziv kopma ve miks kopma tipleri gözlenmiştir. Post siman arası kopma tipi sadece koronal bölgede S+Ç grubunda %7, orta bölgede P grubunda %13 ve P+Ç grubunda %7 gözlenmiştir. Koheziv kopma tipi sadece S ve S+Ç bölgelerinde gözlenmiştir.

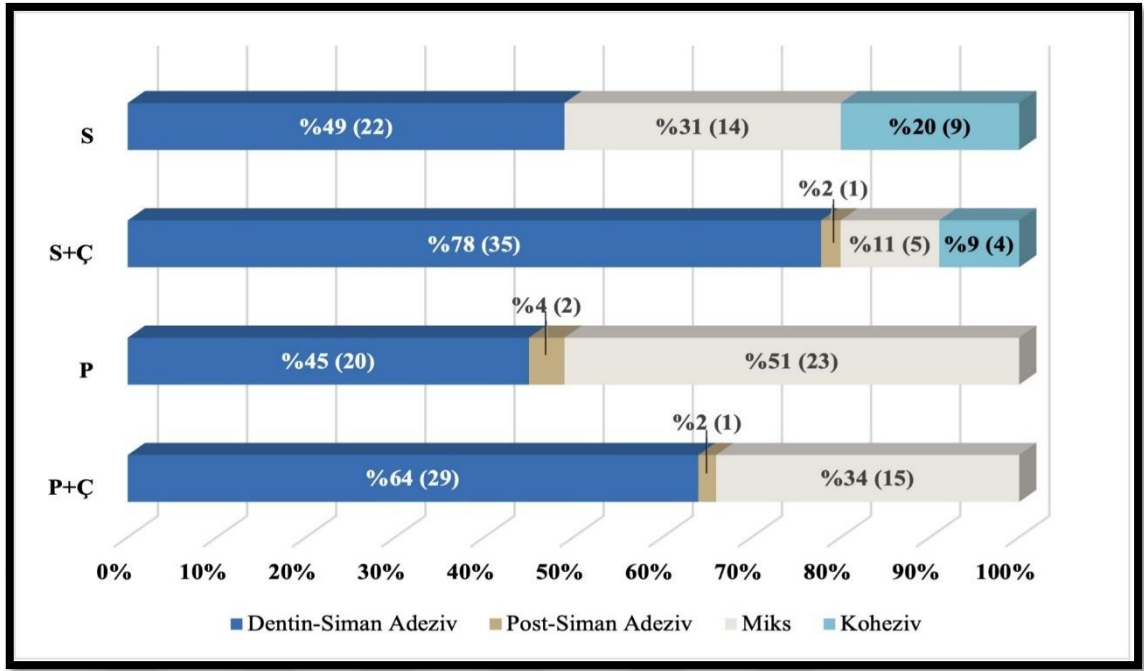


Şekil 4.3. Grupların kök bölgelerine göre gruplarda görülen kopma tiplerinin yüzdelik değerleri



Şekil 4.4. Kopma tiplerinin örneklerle gösterilmesi

En yüksek koheziv kopma tipi %34 oranı ile S grubunun koronal bölgesinde meydana gelmiştir ve bunu %26 oranı ile S+Ç grubu takip etmektedir. Orta ve apikal bölgeler için S grubu en yüksek koheziv değerini göstermiştir. Dentin siman arası adeziv kopma koronal seviyede en yüksek P grubunda gözlenmiştir. Aynı kopma türü orta ve apikal bölgeler için sırasıyla %87 ve %86 değerlerini alarak en yüksek S+Ç grubunda izlenmiştir ve bu değerleri orta ve apikal bölgeler için P+Ç grubu takip ederek her iki bölge de %73 değerini almıştır.



Şekil 4.5. Kopma Tiplerinin Gruplara Göre Genel Dağılımı

Gruplara göre genel dağılıma bakıldığında en çok dentin siman arası adeziv kopma türü görülmüştür. En az görülen kopma tipi ise post siman arası adeziv kopma türü olarak kaydedilmiştir. Yaşlandırma uygulanan gruplarda dentin siman arası adeziv kopma oranının arttığı görülmüştür.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada değerlendirilen SAP sisteminin üretim amacı, oval ve fazla interradiküler dentin kaybı yaşamış kök kanallarında kökün tüm uzunluğu boyunca restoratif materyalin dentine daha iyi uyum sağlamasını ve daha kısa bir simantasyon hattı oluşturarak daha iyi bir adaptasyon sağlamaktır. Bu çalışmanın hipotezi reddedilmiştir; çünkü SAP sisteminde fiber kılıf kullanılarak restore edilen köklerde fiber kılıf kullanılmayanlara kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı (PBS) değerleri elde edilmiştir. Ayrıca, her iki SAP grupları için de 1 yıllık yaşlandırma PBS değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı olmasa da bir azalma gözlemlenmiştir.

Çalışmalarda Dişlerin Seçimi

İnsan dişlerinin test edilmesi, her bir dişin kendine özgü mekanik ve fiziksel özellikler göstermesi, anatomik varyasyonlar gibi birçok dezavantajlar vardır. Buna rağmen son yapılan bir araştırma, çekilmiş edilmiş insan dişlerinin in-vitro testlerde kullanılmasının öncelikli tercih olduğunu belirtmektedir (181). Yapay modeller üzerinde yapılan çalışmalar, doğal dentini tam anlamıyla simüle edemez. Dentin ile post arasındaki bağlanma dayanımları gerçek değerleri yansıtmayacağı için klinik koşullar birebir taklit edilemez (182). Bu sebeple, çalışmamızda çekilmiş, çürük ve kırık içermeyen olgun insan dişleri tercih edilmiştir.

Valérie ve ark. (183) yaptıkları çalışmada tek köklü premolar insan dişlerini kullanmıştır. Alves ve ark. (136) yaptıkları çalışmada maksiller kanin insan dişlerini kullanmıştır. Lopes ve ark. (26) yaptıkları çalışmada mandibular kesici insan dişlerini kullanmıştır. Guimarães ve ark. (184) yaptıkları çalışmada tek kanallı mandibular insan premolar dişlerini kullanmıştır. Köle ve ark. (185) yaptıkları çalışmada ise maksiller santral insan dişlerini kullanmışlardır. Cheniski ve ark. (186) yaptıkları çalışmada ise tek köklü insan premolarlar kullanmıştır.

Bu in-vitro çalışmada ise daha önce yapılan fiber post ve push-out çalışmalarını referans alarak fiber postların yardımcı elamanlarının daha uygulanabilir olmasından ve de anatomik olarak bukkolingual yönden geniş oval kök kanal formları içerdiği için tek kanallı düz bir köke sahip mandibular premolar dişler tercih edilmiştir.

Dişlerin Kök Kanal Tedavilerinin Yapılması

Valérie ve ark. (183) çalışmasında tüm örnekler tek bir araştırmacı tarafından hazırlanmıştır. Klinik kuronlar, sement-mine birleşiminin yaklaşık 2 mm koronaline kadar çıkarıldıktan sonra, kök kanalı tedavisi uygulanmıştır. Kök kanalları, Protaper Profile Orifice Shapers Sistemi (Dentsply Maillefer, Tulsa, İngiltere) ve ek olarak kullanılan bir kök kanalı lubrikantı (Premier Dental Products, Plymouth, PA, ABD) ile çalışma uzunluğuna (apikal foramenin 1 mm üzerinde) ulaşılan kadar F3 eğesi ile hazırlanmıştır. Ayrıca kök kanalı, 5 dakika boyunca 5 ml %2.5 sodyum hipoklorit ile irrigasyon yapılmıştır. Kök kanalları daha sonra lateral kondensasyon tekniği kullanılarak güta perka konlarla ve AH Plus rezin esaslı kanal patı (Dentsply, York, PA, ABD) ile doldurulmuştur. Koronal güta perka kök duvarlarından çıkarıldıktan sonra, tüm örnekler 37°C'de 7 gün boyunca serum fizyolojik içinde saklanmıştır.

Alves ve ark. (136) ise yaptıkları çalışmada örnek seçiminin ardından, kök kanalları tek kullanımlık bir plastik enjektör (Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD) kullanılarak 2.5 ml %2.5 sodyum hipoklorit (NaOCl) ile irrigasyon yapılmış ve bir #15 K tipi ege (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ile serbest ucunun apikal foramen de görüneceği şekilde kanal incelenmiştir. Bu ölçümden 1.0 mm çıkarılarak çalışma boyu (ÇB) belirlenmiş ve preparasyon, Reciproc 50.05 (VDW, Münih, Almanya) ile gerçekleştirilmiştir. Daha sonra, 5 dakika boyunca 2 ml %17 etilendiamintetraasetik asit (EDTA) ile son irrigasyon yapılmış ve 5 ml %2.5 NaOCl ile yıkama işlemi uygulanmıştır. Kanallar, tek kon R50 (Dentsply De Trey, Konstanz, Almanya) ve epoksi rezin bazlı bir siman (AH Plus, Dentsply De Trey, Konstanz, Almanya) kullanılarak lateral kondensasyon tekniği ile doldurulmuştur. Dolum kalitesi ve boşlukların olmaması radyograflerle doğrulanmış ve dişler cam iyonomer siman (Vidrion R, SS White, Rio de Janeiro, Brezilya) ile restore edilmiştir.

Lopez ve ark. (184) yaptıkları çalışmada kök kanalları, ana apikal ege olarak #80 K eğesi (Dentsply/Maillefer, Ballaigues, İsviçre) kullanılarak "crown-down" tekniği ile prepare edilmiştir. Her ege değişiminde %1 NaOH (Biodinamica Produtos Químicos Ltda, Sao Paulo, SP, Brezilya) ve %16 EDTA çözeltisi (Maquira, Maringa, PR, Brezilya) ile ardından distile su ile irrigasyon uygulanmıştır. Kök kanalı, aspirasyon uçları ve kağıt konlar kullanılarak kurutulmuş ve güta perka konları (Dentsply, Petropolis, RJ, Brezilya) ile lateral kondensasyon tekniği ve epoksi rezin bazlı pat (Sealer 26; Dentsply, Petropolis,

RJ, Brezilya) kullanılarak doldurulmuştur. Örnekler 37°C’de %100 nemde 72 saat boyunca saklanmıştır.

Köle ve ark. (185) yaptıkları çalışmada bir #10 K tipi eğesi (Technical & General Ltd., Londra, İngiltere) yardımıyla çalışma boyu, apikal foramenden 1 mm kısa olarak belirlemişlerdir. Kök kanal tedavisi örnekleri, Protaper Next nikel-titanyum döner eğe sistemi (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre, ABD) kullanılarak crown-down yöntemiyle X3 eğe boyutuna kadar genişletilmiştir. Her eğe arasında, preparasyon sırasında kanal içi irrigant olarak 5.25% NaOCl’den 2 ml kullanılmıştır. Son olarak, örnekler distile su ile yıkanıp kanallar kâğıt konlarla kurutulmuştur. Kök kanal preparasyonu tamamlanan dişler, AH Plus kanal patı (AH PLUS, Dentsply Sirona, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Almanya) ve Protaper Next X3 güta perka (Dentsply Sirona, Ballaigues, İsviçre, ABD) kullanılarak doldurulmuştur.

Cheniski ve ark. (186) yaptıkları çalışmada apikal foramenden 1 mm kısa çalışma boyu #10 el eğesi (K-File; Kerr Corp) ile belirlendikten sonra, kök kanalı bir genişletici frez (Largo Peeso #4; Dentsply Sirona) ile genişletmişlerdir ve crown-down tekniğine uygun olarak döner eğe sistemi (ProFile.04/40; Dentsply Sirona) ile şekillendirmişlerdir. Her alet değişiminden sonra kök kanalı dönüşümlü olarak %2.5 NaOCl ve %17 etilendiamintetraasetik asit (EDTA) solüsyonları ile irrigasyon yapılmıştır, kâğıt konlarla (Tanari) kurutulmuştur ve epoksi bazlı bir kanal dolgu patı (Sealer 26; Dentsply Sirona) ile güta perka konları kullanılarak termomekanik kondensasyon tekniği ile doldurulmuştur.

Bu in-vitro çalışmada ise diğer çalışmaları referans alarak kanal boyumuz #10 K tipi eğe ile ölçülmüştür ve kanal boyundan 1 mm kısa olacak şekilde çalışma boyumuz belirlenmiştir. #15 K tipi bir eğe ile bir glide-path hazırlanmıştır. Kök kanalları çalışma boylarında, standart bir kanal genişliği oluşturmak için Resiproc Blue R25 (#25.08), R40 (#40.04) ve R50 (#50.05) numaralı eğeler sırasıyla kullanıldı. Her eğe kullanımının ardından, kanallar 2 ml %2.50’lik NaOCl ile irige edildi. Son irrigasyon olarak ise 2 ml %5’lik EDTA ve 10 ml distile su kullanıldı. Kanallar, kâğıt konlarla (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, A.B.D) kurutulduktan sonra, AH Plus (Dentsply Detrey, Konstanz, Almanya) kanal patı ve #50 apikal çapta güta perka ile soğuk lateral kompaksiyon tekniği uygulanarak dolduruldu. Kök kanal ağızları, geçici dolgu malzemesi (Cavit-G; 3M ESPE

AG, Seefeld, Almanya) ile kapatıldı ve örnekler, 37 °C’de %95 nemli bir ortamda 7 gün boyunca bekletildi.

Post Boşluklarının Açılması

Post yuvasının ne miktarda açılacağı ne kadar genişleteceği, hangi uzunlukta yapılacağı araştırmacılar tarafından hep tartışılmıştır. Postun uzunluğu ile retansiyonu arasında doğrusal bir ilişki vardır. Postun kanal içi uzunluğunu arttırmak retansiyonu kuvvetlendirir. Postun kanal içindeki uzunluğu, kök dokusunu riske atmadan klinik gereksinimleri karşılayacak seviyede olması gerekmektedir. Post uzunluğunu belirlemede en önemli faktörler kök uzunluğu ve morfolojisidir. Apekte kök kanal dolgu materyalinin 3 ile 5 mm uzunluğunda bırakılması yeterlidir; bu mesafenin kısaltılması tıkanmanın başarısız olmasına yol açabilir (58,60).

Valérie ve ark. (183) yaptıkları çalışmada kök kanallarının preparasyonu, her bir post sistemi için üreticinin talimatlarına göre gerçekleştirilmiştir. Post uzunluğuna en az 12 mm yer açmak amacıyla, kök kanal dolgusu apikalde 4 mm uzunluğa kadar çıkarmışlardır. Deneysel işlemler boyunca post uzunluğu kontrol edilmiştir. Kanal, gerekli derinliğe ulaşacak şekilde, ilgili post boyutuna uygun alet ve reamer ile 1000–5000 rpm hızında hazırlanmıştır. Her frez en fazla beş kez kullanılmıştır.

Alves ve ark. (136) yaptıkları çalışmada kök kanalları 12 mm derinliğe kadar önceden ısıtılmış bir Rhein ucu (Golgran, São Caetano do Sul, Brezilya) ile yavaşça açmışlardır. Kök kanal duvarlarından gütta perkanın çıkarılması ve 3 mm kalan dolgu materyali dijital radyografi ile doğrulanmıştır. SAP grubunda, kök kanal duvarları, Splendor Kit’ten bir evrensel frez kullanılarak ve bir mikromotora (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brezilya) bağlanarak 12 mm uzunluğa kadar düzenlenmiştir. CFP grubunda, Exacto Kit’ten #2 numaralı post seçilmiştir ve 12 mm uzunluğa ulaşana kadar preparasyon, mikromotora bağlı #2 numaralı frez ile gerçekleştirilmiştir.

Guimarães ve ark. (184) yaptıkları çalışmada örnekler post yerleştirilmesi için 10 mm derinliğe kadar hazırlanmıştır; önce gütta perkayı çıkarmak için #2 Largo frez (Dentsply, Ballaigues, İsviçre) ve ardından özel Splendor SAP sistem frezi (Angelus Ind. de Produtos Odontológicos, Londrina, Paraná, Brezilya) kullanılmıştır.

Lopes ve ark. (26) yaptıkları çalışmada kök kanalları, bir Largo frez (#2, Angelus, Londrina, PR, Brezilya) kullanılarak hazırlanmıştır ve ardından bir elmas frez (#4137, Kavo, Joinville, SC, Brezilya) ile genişletilmiştir. 4 mm güta perka apikalde bırakılmıştır.

Cheniski ve ark. (186) yaptıkları çalışmada kök kanal dolgu materyali, 9 mm derinliğe kadar reamer frezler (Largo Peeso #1, #2 ve #3; Dentsply Sirona) ile çıkarılmıştır ve en az 4 mm güta perka bırakılmıştır. Konik şeklindeki elmas frezler (#4138; KG Sorensen) yardımıyla, kök kanalları servikal üçlüde yaklaşık 2.5 mm genişlikte ve 5 mm derinlikte, orta ve apikal üçlüde ise 1.5 mm genişlikte ve 7 mm derinlikte olacak şekilde genişletilmiştir.

Bu in-vitro çalışmada ise post yuvası uzunluğumuz 13.5 mm olarak belirlenmiştir. Apikal güta perka 4 mm olacak şekilde bırakılmıştır. Post boşluğu özel Splendor SAP sistem frezi (Angelus Ind. de Produtos Odontológicos, Londrina, Paraná, Brezilya) ile açılmıştır. Post boşlukları fiber kılıf kök kanal sistemi içinde 9 mm uzunlukta bulunacak kadar genişletilmiştir. Bu durum dezavantajlara sahiptir çünkü kök kanalının aşırı miktarda genişletilmesi retansiyona katkı sağlamamaktadır aksine kök kırıklarına neden olmaktadır.

Postların Kök Kanal Sistemine Simantasyonu

Günümüzde post simantasyonları genellikle self-adeziv rezin simanlarla yapılmaktadır. Piyasada çok fazla marka self adeziv rezin siman üretmiştir. Bunlara örnek olarak RelyX Unicem, RelyX U200, (3M ESPE, Neuss, Almanya), Panavia SA Cement, (Kuraray, Okayama, Japonya) verilebilir.

Baldea ve ark. (187) yaptıkları çalışmada RelyX fiber postunu (3M ESPE, Seefeld, Almanya); RelyX U200, (3M ESPE, Neuss, Almanya) ve Maxcem Elite (Kerr Corporation, Orange, CA, ABD) kullanarak simante etmiştir ve daha sonra push-out test yaparak iki farklı marka self adeziv rezin simanın bağlanma dayanıma bakmışlardır ve RelyX U200, (3M ESPE, Neuss, Almanya) daha yüksek sonuçlar vermiştir.

Pereira ve ark. (188) yaptıkları çalışmada 7 farklı rezin simanın push-out testi yapılarak bağlanma dayanımları karşılaştırılmıştır. En yüksek sonuçlar RelyX U200 ve BisCem (Bisco, ABD) kullanılan gruplarda çıkmıştır.

Mazzitelli ve ark. (189) yaptıkları çalışmada ise 3 ayrı rezin simanın bağlanma dayanımını push-out testi yaparak karşılaştırmışlardır. En yüksek değerler RelyX U200 kullanılan grupta çıkmıştır.

Jouhar ve ark. (190) yaptıkları çalışmada RelyX U200 ile Panavia SA Cement, karşılaştırılmıştır. Bu iki self adeziv rezin siman post yuvalarına konvansiyonel bir şekilde ya da sonik aktivasyon uygulanarak yerleştirilmiştir. Push-out testinden alınan sonuçlarda Panavia SA Cement, RelyX U200'e göre daha yüksek sonuçlar vermiştir. Bunun nedeni Panavia SA self adeziv rezin simanın, kalsiyuma karşı yüksek bir afinitesi olan, hidrolize karşı dirençli ve simanın hidroksiapatit ile etkileşiminde önemli rol oynayan 10-MDP monomerini içermesi olabilir (191). Çalışmalar, adeziv-dentin arayüzünde nano bir tabaka oluşturan fosforik asit ester fonksiyonel monomeri 10-MDP'nin, daha iyi klinik dayanıklılık ve bağın bütünlüğünü sağladığını göstermiştir (192–194). Ayrıca, bu monomer, hidroksiapatit kristallerinin çözünmesinden salınan kalsiyum ile çok kararlı bir bağ oluşturur (195). Bu kimyasal afinitenin, kalsiyum tuzlarının düşük çözünme oranından sorumlu olduğu ve bu malzemelerin push-out bağlanma dayanımında daha iyi performans göstermesine neden olduğu düşünülmektedir (196).

Bizim çalışmamızda post yuvalarının açılmasının ardından, güta perka kalıntılarının kanaldan temizlenmesi için kök kanalları önce 5 ml %17 EDTA ile ardından 5 ml serum fizyolojik ile yıkanmış ve kağıt konlarla kurutulmuştur. Postların kanal içi uyumları kontrol edilmiştir. Postlar alkol ile dezenfekte edilip hava spreyi ile kurutulmuştur. Postlara G-multi Primer silan (GC, Tokyo, Japonya) aplikatör yardımıyla uygulanmış, 60 saniye bekletildikten sonra 10 saniye hava spreyi ile kurutulmuştur. Tüm gruplarda self adeziv rezin siman kanal içi uç yardımıyla doğrudan kanala uygulanmış ve rezin simana bulanmış post en geç 40 saniye içinde post boşluğuna yerleştirilmiştir. Kılıf gruplarında kılıflar posttan sonra koronalden apikale olacak şekilde ittirilerek post boşluğuna yerleştirilmiştir. Tüm yüzeylerde 20 saniye boyunca ışık (Elipar Freelight LED Cihazı, 3M ESPE) ile polimerizasyon sağlanmıştır. Resin simanın kimyasal olarak sertleşmesi için ek olarak 5 dakika daha beklenmiştir.

Örneklerin Yaşlandırılması

Ağız içi ortam, restorasyonların yaşlanması ve yorulmasına bağlı olarak başarısızlığa yol açabilecek pek çok faktörü barındırmaktadır. Bu nedenle, dental

restorasyonların uzun ömürlülüğü ve dayanıklılığı hakkında güvenilir ve gerçekçi veriler elde edilebilmesi için uzun süreli klinik araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır (169). Ancak bu araştırmaların parametrelerini standardize etmek oldukça zordur. Yorulmayı test edebilmek için, örnekler farklı frekanslarda farklı kuvvetler uygulayan çok çeşit makineler üretilmiştir. Bu cihazlar, ortamı daha ağız içi ortama benzetmek test ortamına ek nem ve kontrollü sıcaklık uygulayabilme yeteneğine sahiptir (170). Klinik testler, etik kaygılar, artan maliyetler ve sonuçların uzun sürede elde edilmesi gibi çeşitli zorluklar içermektedir. Bu nedenle, restoratif materyallerin klinik uygulamadan önce çiğneme kuvvetlerine karşı göstereceği direncin test edilmesi büyük önem taşımaktadır. İn-vitro testlerde, çiğneme sisteminin mümkün olduğunca doğal koşullara benzer bir şekilde simüle edilmesi, güvenilir ve tutarlı sonuçların elde edilmesine katkı sağlar. Literatürde, 240.000-250.000 döngünün bir yıla, 1.200.000 döngünün ise beş yıla karşılık geldiği bildirilmektedir (175).

Farina ve ark. (197) yaptıkları çalışmada örneklerin yarısına 250.000 döngümlük bir çiğneme simülasyonu uygulamışlardır. Yaşlandırılan örneklerle yaşlandırılmayan örnekler karşılaştırıldığında çiğneme simülasyonun anlamlı bir etkisini bulmamışlardır.

Cecchina ve ark. (198) yaptıkları çalışmada grupların yarısına 250.000 döngümlük çiğneme simülasyonu uygulayarak yaşlandırma uygulamışlardır. Çiğneme uygulanan gruplardaki örneklerde bağlanma dayanımı değerleri önemli derecede azalmıştır.

Alves ve ark. (136) yaptıkları çalışmada örneklerin yarısına yaşlandırma uygulanıp yarısına uygulanmamıştır. Bu yaşlandırma, örneklerin %0,4 sodyum azid içeren 37°C sıcaklıktaki distile su içinde 6 ay saklanması ve distile suyun haftalık olarak yenilenmesi şeklinde yapılmıştır. Bu çalışmada yaşlandırma 1 mm kalınlığındaki numune disklerle yapılmıştır. Sonuçlara bakıldığında ise olgunlaştırmış örneklerdeki bağlanma dayanımı anlamlı şekilde azalmıştır.

Köle ve ark. (185) yaptıkları çalışmada örneklerin yarısına çiğneme simülasyonuna tabi tutulmuştur. Bu örnekler 1.6 Hz frekansta 50 N kuvvetle 250.000 dinamik yükleme döngüsüne ve her 60 saniyede bir 5–55°C termal işleme maruz bırakılmıştır (MOD Dental, Esetron Smart Robot Technologies, Ankara, Türkiye). Bağlanma dayanımlarına bakıldıklarına yaşlandırılan örneklerin bağlanma dayanımı anlamlı bir şekilde daha düşük çıkmıştır.

Bu in-vitro çalışmada, önceki araştırmalar ve literatür incelemeleri doğrultusunda, örneklerin yarısına çiğneme simülasyonu ile yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Yaşlandırılmış ve yaşlandırılmamış örnekler karşılaştırıldığında, yaşlandırılmış örneklerin bağlanma dayanımı değerlerinin daha düşük olduğu gözlemlenmiş, ancak aralarındaki fark kılıf kullanılan gruplarda istatistiksel olarak anlamlı bulunmasına rağmen kılıf kullanılmayan gruplarda istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bununla birlikte, bu sonucun doğrulanabilmesi için örnek boyutunun veya uygulanan siklus sayısının artırılması gerektiği düşünülmektedir.

Bağlanma Dayanımını Ölçecek Teste Karar Verilmesi

Bağlanma dayanımını ölçmek için çeşitli test yöntemleri bulunmakla birlikte, literatürde hangi testin tercih edilmesi gerektiği konusunda bir görüş birliği sağlanamamıştır. Push-out testi, bağlanma dayanımını ölçmek için yaygın olarak kullanılan standart yöntemlerden biridir. Bu test, iki yüzey arasındaki ara yüzeyin kayma mukavemetini ölçerek, yüzeylerin adeziv özelliklerini ve yerinden çıkarılmaya karşı dirençlerini değerlendirmektedir (159). Kök kanalındaki materyal sabit bir hız ile ilerleyen bir itici kuvvet ucu ile kanaldan çıkarılmaya çalışılır. Bağlantı yüzeyine paralel ve dentin tübüllerine dik uygulanan bu kuvvetin materyali kök kanalından uzaklaştırdığı en yüksek değeri bağlantı dayanımını gösterir. Bu yöntemin avantajı, dentinden elde edilen kesitlerin kullanılabilmesi sayesinde kökün farklı bölgelerindeki bağlanma dayanımlarının ölçülebilmesidir (160). Pull-out test sisteminde ise dentin üzerine uygulanmış bir uç aracılığıyla sabit bir hızla çekilir. Dentin yüzeyi ile materyalin aynı düzlemde olması testin güvenilirliğini artırsa da homojen bir stres dağılımı sağlamak zordur. Bu zorluk elastik ve plastik deformasyon özellikleri farklı olan yüzeylerin birleşiminden kaynaklanır (158).

Soares ve ark. (199) yaptıkları çalışmada microtensile testi ile micro push-out testini karşılaştırmışlardır. İki testin MPa değerleri karşılaştırıldığında anlamlı bir fark görülmemiştir fakat push out testinin daha homojen bir gerilme dağılımı ve mekanik testlerde daha az değişkenlik gösterdiği belirlenmiştir.

Goracci ve ark. (200) yaptıkları çalışmada mikro tensile ve push-out testilerini karşılaştırmıştır. Yüksek standart sapma mikro tensile testinin güvenilirliğini sorgulatmaktadır. Push-out testinde ise erken başarısızlık gözlenmemiş, veri

dağılımındaki değişkenlik kabul edilebilir seviyede olmuş ve kök seviyeleri arasındaki bağlanma dayanımı farklılıkları değerlendirilebilmiştir. Genel olarak simante edilen fiber postlar için nispeten düşük bağlanma dayanımı değerleri kaydedilmiştir. Sonuç olarak, simante edilen fiber postların bağlanma dayanımı ölçülürken, push-out testinin mikro tensile tekniğine göre daha güvenilir olduğu rapor edilmiştir.

Single Adjustable Post kullanılarak bağlanma dayanımı çalışan Alves ve ark. (136) ile Lopes ve ark. (26) çalışmalarında push-out testini tercih etmişlerdir.

Bizim çalışmamızda, daha önce Single Adjustable Post üzerine çalışmalar yapmış yazarların deneyimleri ve eski ile güncel literatürden elde edilen bulgular doğrultusunda, bağlanma dayanımını değerlendirmek için push-out testi tercih edilmiştir.

Dentin Disk Örneklerinin Hazırlanması

Paralel ve düz bir dentin diski hazırlamak için hassas kesme cihazına ihtiyaç duyulmaktadır. Su soğutması altında horizontal yönde ilerleme hızı 0.25 mm/s ve 1500 rpm dönüş hızında çalışan cihaz ile dentin diskleri hazırlanmıştır. Literatüre bakıldığında daha önceden fiber postlar üzerinden push-out testi ile bağlanma dayanımı bakan Lopes ve ark. (26), Alves ve ark. (136), Cheniski ve ark. (186), Konstantinos ve ark. (201) 1.0 mm'lik dentin disklerini kullanmışlardır. Wang ve ark. (202), Pest ve ark. (108) ise yaptıkları push-out testinde 2.0 mm'lik dentin diskleri kullanmışlardır. Köle ve ark. (185) ise yaptıkları push-out testinde 1.5 mm'lik dentin diskleri kullanmışlardır. Goracci ve çalışma ark. (200), 1.0 mm'den daha kalın disklerin incelenmesinin materyal sürtünme yüzeyinin artması nedeniyle bağlanma dayanımı değerlerinin olduğundan daha yüksek ölçülmesine yol açabileceğini belirtmiştir. Bu çalışmalar doğrultusunda çalışmamızda push-out testine uygun olacak şekilde disk kalınlıkları 1 mm olarak hazırlanmıştır.

Push-Out Test Düzeninin Hazırlanması ve Kuvvet Uygulanması

Push-out testi düzeni iki ana bileşenden oluşmaktadır. Birinci bileşen universal test cihazının (Testometric M500, 25 kN; Rochdale, İngiltere) üst koluna monte edilmiş olan, 13 cm uzunluğunda ve 10 mm çapında paslanmaz çelik bir parçadır. Bu parça ucunda dentin disklerine kuvvet uygulamak üzere tasarlanmış, 1 mm çapında ve 2 mm uzunluğunda silindirik bir uca sahiptir. İkinci bileşen test cihazının zeminine yerleştirilen ve dentin diskinin sabitlenmesi için kullanılan dikdörtgen bir destek parçasıdır. Bu destek,

1 cm yüksekliğinde, 5 cm uzun kenara ve 3 cm kısa kenara sahip olup, ortasında 4 mm çapında bir delik bulunan paslanmaz çelik bir yapıya sahiptir. Dentin diskleri, apikal yüzü kuvvetin uygulanacağı tarafa bakacak şekilde, bu dikdörtgen desteğin merkezindeki deliğe dikkatlice yerleştirilmiştir.

Literatürde push-out testi ile bağlanma dayanımını değerlendiren çalışmalar incelendiğinde, Cheniski ve ark. (186), Silva ve ark. (203), Alves ve ark. (136), Guimarães ve ark. (184), Lopes ve ark. (26) referans alınarak dentin diski örneklerinin merkezindeki fiber postlara, apikalden koronale doğru olacak şekilde, 1 mm çapında ve 2 mm uzunluğunda silindirik bir paslanmaz çelik uç ile dakikada 0.5 mm hızında kuvvet uygulanmıştır. Bu işlem, fiber postun veya rezin simanın dentin diskinden ayrılmasına kadar sürdürülmüş, maksimum kuvvet değeri Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir. Bizim çalışmamızda da bu değerler referans alınmıştır.

Bağlanma Dayanımlarının Hesaplanması

Fiber postların bağlanma dayanımını megapaskal (MPa) cinsinden hesaplamak için belirli matematiksel formüller kullanılmaktadır. Bu hesaplama, uygulanan maksimum kuvvetin (N), bağlanma yüzey alanına (mm²) oranlanmasıyla gerçekleştirilmektedir. Hesaplama formülü şu şekilde ifade edilmektedir:

Bağlanma Dayanımı (MPa) = Uygulanan Maksimum Kuvvet (N) / Bağlanma Yüzey Alanı (mm²)

Uygulanan maksimum kuvvet testometrik cihazında kayıt altına alındı. Yüzey alanını ise Cheniski ve ark. (186), Alves ve ark. (136), Lopes ve ark. (26), Valérie ve ark. (183) yaptıkları çalışmadan referans alınarak hesaplandı.

Yüzey alanı (mm²): $\pi (R+r)[(h^2+(R-r)^2)^{0.5}]$

(π : 3.14, R: koronal post yuvası çapı, r: apikal post yuvası çapı, h: disk yüksekliği)

Fiber Postların Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

Metal postların elastik modülü dentinin elastik modülünden çok farklı olduğu için kök kırığı oluşturma potansiyeli bu dezavantajlar arasında yer almaktadır (89,90). Bu sorunlar göz önüne alındığında metal içermeyen, fiziksel özellikleri dentine daha yakın materyallerin kullanımı daha çok önem kazanmıştır (3). Fiber postlar bu ihtiyaçlara çözüm olmuştur. Fiber postların daha düşük elastiklik modülü ve dentine yakın bir sertliği

olduğu için kök içindeki stres azalır, kuvvetlerin köke daha homojen bir şekilde iletilmesi sağlanır ve kök kırığı oluşumu riski düşer (4). Dentinin elastik modülü 18 GPa iken bu değere en yakın 20 GPa ile fiber posttur. Metal postlar ile dentinin elastik modüllerinin farklı olması dentinde kırık ve çatlaklara sebep olmaktadır (92). Buna karşılık dentine yakın elastik modülü olan fiber postta bu sorunlar minimuma indirgenir. Bu özellikleri fiber postları kanal tedavisi yapılmış aşırı harabiyetli dişlerde fiber postu daha cazip hale getirmektedir (93).

Adeziv rezinlerle beraber fiber post kullanıldığında oluşan yapı dentin yapısına güçlü bir bağ oluşturur. Bu birleşim, kalan diş yapısını güçlendirir ve restorasyonu daha dayanıklı hale getirir. Bu bağlanma yapıyı tek parça (monoblok) haline getirir ve bu sayede kök içi lateral ve dikey kuvvetler homojen dağıtılır. Fiber postların bu özellikleri postun retansiyon alanını artırarak streslerin azalmasına katkıda bulunur (94).

Cam fiber (6) postların kök kanalı içinde tutulması, uzunluk, çap ve yüzey tipi (tırtıklı silindirik, pürüzsüz silindirik, konik ve çift konik) gibi özelliklerine ve aynı zamanda siman materyalinin tipine, simantasyon materyaline ve adeziv arayüzün bütünlüğüne bağlıdır (9–11). Önemli bir diğer konu da rezin siman kalınlığıdır; çünkü çalışmalar, cam fiber postun push-out testlerinde bağlanma dayanımının (PBS), daha kalın bir rezin siman tabakasının kullanılmasıyla önemli ölçüde daha düşük olduğunu göstermiştir (12–14). Bu, polimerizasyon büzülmesini maksimuma çıkaran ve boşluklu rezin siman katmanlarıyla sonuçlanan C faktörüne atfedilebilir (15,16). Bu nedenle cam fiber postun seçiminde kök kanal anatomisi göz önünde bulundurulmalıdır çünkü kesitler bukkolingual ve meziodistal boyutlara göre değişiklik gösterebilir; cam fiber postun simantasyonu sırasında rezin siman kalınlığını etkileyebilecek dairesel, oval, çok oval ve düzleştirilmiş özelliklere sahiptir (17–19). Bu bilgiler doğrultusunda, çalışmamızda SAP'ın iki aşamalı yapısını temel alarak, ürünü tüm örneklerde uygulanabilir hale getirebiliriz. Fiber kılıfların kullanıldığı ve kullanılmadığı grupları karşılaştırarak, kanal içerisindeki rezin miktarının bağlanma dayanımına etkisini daha nesnel bir şekilde değerlendirme fırsatı elde edebiliriz. Bu yaklaşım, grupları kendi içinde farklı bir post türünün etkisinden bağımsız olarak analiz etmemize olanak sağlamaktadır.

Kalkan ve ark. (204) Snowpost, FiberMaster ve Everstick isimli 3 ayrı fiber postu push-out testine sokarak bu postların her bir kök üçlüsünde bağlanma dayanımlarını karşılaştırmıştır. Snowpost opak cam fiber post, FiberMaster translüsens cam fiber posttur

ve Everstick ise elektriksel cam fiber posttur. Push-out test değerleri, post sistemine göre anlamlı derecede farklılık göstermiştir. EGFP (Everstick) ve OGFP (Snowpost) grupları, TGFP (FiberMaster) grubuna göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. EGFP ve TGFP gruplarında servikal kesitlerin push-out bağlanma dayanımı değerleri, orta ve apikal kesitlerden anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. Ancak OGFP grubunda servikal ve orta kesitler arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Tüm gruplar için 24 saat ve 1 hafta olarak belirlenen test süreleri arasında push-out test değerleri açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Alves ve ark. (136) yaptıkları çalışmada konvansiyonel fiber postlarla (CFP) SAP sisteminin bağlanma dayanımını push-out test yaparak karşılaştırmışlardır. Sonuçlar başlangıçta SAP için daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir (10.3 ± 5.3) ve bu değer CFP'den (6.3 ± 2.5) anlamlı olarak yüksekti ($p < 0.01$). Altı ay sonra, varyans analizi her iki grupta da (SAP veya CFP) bağlanma dayanımı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma olduğunu göstermiştir ($p < 0.001$), ancak gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$). Değerlendirilen ler açısından, varyans analizi SAP'ın başlangıç değerlendirmesinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğunu ortaya koymuştur; koronal  en yüksek bağlanma dayanımı değerini göstermiştir (15.5 ± 3.3), ardından orta (10.2 ± 2.0) ve apikal  (5.4 ± 1.5) gelmiştir ($p < 0.05$). Simantasyondan 6 ay sonra, koronal ve orta lerde bağlanma dayanımı değerlerinde bir azalma gözlenmiştir ($p < 0.05$) ve apikal de istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$). CFP'nin başlangıç değerlendirmesi açısından, varyans analizi istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar göstermiştir; koronal (8.0 ± 2.1) ve orta ler (6.6 ± 2.6) birbirine benzerlik göstermiş ve apikal ye (4.3 ± 1.5) kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri sergilemiştir ($p < 0.05$). Altı ay sonra, değerlendirme yapılan tüm kesitlerde bağlanma dayanımı değerlerinde azalma gözlenmiştir ($p < 0.05$). Kesitler ve test edilen post örnekleri arasında yapılan karşılaştırmada, başlangıç zamanında servikal de SAP (15.5 ± 3.3), CFP'ye (8.0 ± 2.1) kıyasla en yüksek bağlanma dayanımı değerini göstermiştir ($p < 0.05$), ancak orta ve apikal lerde test edilen postlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0.05$). Altı ay sonra, SAP koronal (5.3 ± 3.4), orta (2.4 ± 2.1) ve apikal (1.5 ± 0.8) lerde CFP'ye kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir; CFP'nin koronal (1.4 ± 0.2), orta (1.0 ± 0.5) ve apikal (0.5 ± 0.2) lerinde ($p < 0.05$) daha

düşük bağlanma dayanımı değerleri gözlenmiştir Kök üçlülere açısından, başlangıç zamanında en yüksek bağlanma dayanımı değerleri, post türünden bağımsız olarak koronal üçlüde gözlemlenmiştir. Bu çalışmada kullanılan 1,100 mW/cm² gücünde ışık ile yapılan ışık aktivasyonu sırasında doğrudan temas, servikal ve orta üçlülerde daha hızlı ve yoğun bir polimerizasyona yol açmıştır. Bu durum, güçlü moleküller arası çapraz bağlara sahip üç boyutlu, son derece yoğun bir polimerik ağın oluşumuyla sonuçlanmış ve rezin siman, post ve kök dentin arasında iyi bir uyum gösteren bir adeziv arayüzü oluşturmuştur. Ayrıca, koronal üçlünün morfolojisi, daha fazla sayıda ve daha geniş çapta dentin tübüllerinin etkisini göstererek, self adeziv rezin simanın tübüllere daha etkili bir şekilde nüfuz etmesini sağlamıştır. Bu durumda koronal bölgedeki bağlanma dayanımının diğer bölgelerden daha yüksek çıkmasını açıklamaktadır (205,206). Öte yandan, daha düşük bağlanma dayanımı değerleri, daha kalın bir simantasyon hattının gözlemlendiği CFP grubunda gösterilmiştir. Bu kalın simantasyon hattı, muhtemelen bu materyalin polimerizasyonu ile indüklenen büzülme stresinde bir artışa neden olmuştur (207). Bu nedenden CFP grubundaki değerlerin SAP grubundakinden daha düşük olmasını açıklamıştır.

Lopes ve ark. (26) yaptıkları çalışmada SAP sistemi ile kanala uyumlanmış fiber postların (CP) bağlanma dayanımları push out testi ile karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada iki ayrı rezin simanı da karşılaştırmıştır (RelyX Ultimate, RelyX U200). Post türü, rezin simanı ve kök üçlülere arasında anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir ($p > .05$). Ancak, post sistemi ve rezin simanından bağımsız olarak, SAP'ın bağlanma dayanımı değeri CP'ye göre daha yüksek bulunmuştur ($p < .05$). Kök üçlülere ve rezin simandan bağımsız olarak, SAP CP'ye kıyasla istatistiksel olarak daha yüksek PBS değeri göstermiştir. Bu açıdan bakıldığında, SAP'ın post, kılıf ve siman arasında homojen bir bütünlük oluşturarak daha iyi post uyumunu sağladığı düşünülmektedir. Ayrıca kılıfın cam fiber post ile kanal duvarları arasında kaydırılması yoluyla mekanik retansiyon sağlanması ve böylece tutuculuğun artırılması da mümkündür. Bunun yanı sıra, genişlemiş ve harabiyet içeren kanallara sahip endodontik olarak tedavi edilen dişlerin restorasyonunda yardımcı fiber post uygulaması bağlanma dayanımını önemli ölçüde artırmaktadır (208). SAP'ın fiber kılıfı, yardımcı bir post gibi işlev görmüş olabilir.

Bu in-vitro çalışmada SAP sistemi kendi içinde örneklerin yarısına fiber kılıf kullanılarak diğer yarısında ise fiber kılıf kullanılmayarak karşılaştırılmıştır. Daha sonra

bu iki ana grup yarı yarı olacak şekilde 250.000 döngülük bir çigneme simülatöründe yaşlandırılmıştır ve daha sonra bu 4 grup (S, S+Ç, P, P+Ç) koronal orta ve apikal olacak şekilde üç ayrı kök bölgesindeki bağlanma dayanımları push-out test yapılarak ölçülmüştür.

Koronal üçlüde en yüksek değerler (6.08 ± 1.34 MPa) ile S grubunda görülmüştür. İkinci yüksek değer ise (5.48 ± 2.24 MPa) ile S+Ç grubunda görülmüştür. S ve S+Ç grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ($p=0.192$). P grubunda bağlanma dayanımı S ve S+Ç'ye göre düşüktür (4.91 ± 1.59 MPa) ve P+Ç grubunda daha da düşük görülmüştür (3.65 ± 1.49 MPa).

Orta üçlüde ise en yüksek değerler yine S grubundadır (4.77 ± 1.02 MPa). Ancak bu değer koronal üçlüye göre daha düşük görülmüştür. S+Ç ve P gruplarında orta bölgede bağlanma dayanımı sırasıyla (4.02 ± 0.75) ve (3.07 ± 1.05) MPa ile daha düşük görülmüştür. P+Ç grubunda (2.30 ± 0.63) MPa ile orta üçlüdeki bağlanma dayanımı en düşüktür.

Apikal üçlüdeki bağlanma dayanımı, tüm gruplarda en düşük değerleri göstermektedir. S grubunda (4.51 ± 1.78 MPa) ile bu üçlüde en yüksek bağlanma dayanımını gösterirken, P+Ç (2.32 ± 0.59 MPa) ve P (2.30 ± 0.63 MPa) gruplarında apikal üçlüdeki bağlanma dayanımları diğer bölgelere göre anlamlı olarak daha düşük bağlanma dayanımı göstermiştir.

Genel olarak, koronal üçlüdeki bağlanma dayanımı orta ve apikal üçlüye kıyasla daha yüksek olup, özellikle "S" ve "S+Ç" gruplarında daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gözlenmiştir. Apikal bölgede, "P" ve "P+Ç" gruplarında bağlanma dayanımı en düşük seviyededir. Harf gruplandırmaları, istatistiksel olarak anlamlı farkları göstererek koronal bölgede "S" grubunun üstün olduğunu belirtmektedir.

Bağlantı Hatalarının Karşılaştırılması

Fiber postların bağlantı hataları literatürde dört ana başlık altında sınıflandırılmaktadır. İlk olarak, dentin-siman arası adezyon kopması, simanın dentin yüzeyine yeterince bağlanamaması sonucu oluşur ve genellikle yetersiz yüzey hazırlığı, simanın uygun olmayan uygulanması veya bağlanma yüzeyindeki kontaminasyon gibi faktörlerden kaynaklanır. İkinci olarak, post-siman arası adezyon kopması, fiber post ile siman arasındaki bağın zayıflığı nedeniyle meydana gelir. Bu durum, post yüzeyinin

yetersiz hazırlanması, simanın düşük adeziv gücü veya post malzemesinin yüzey özellikleri ile ilişkilidir. Üçüncü kategori olan koheziv kopma, siman materyalinin kendi içinde bütünlüğünü kaybetmesi sonucu ortaya çıkar ve genellikle kullanılan siman materyalinin mekanik dayanıklılığı ile ilişkilidir. Son olarak, miks kopma, birden fazla bağlanma bölgesinde eşzamanlı olarak meydana gelen farklı kopma türlerinin birleşimidir ve kompleks bağlantı problemlerini temsil eder. Bu sınıflandırma, bağlantı hatalarının altında yatan nedenleri daha iyi anlamak için önemlidir.

Lopes ve ark. (26) yaptıkları çalışmada SAP ile uyumlanmış fiber postlarının bağlanma dayanımlarını karşılaştırdıktan sonra kopma tiplerini de karşılaştırmıştır. Her iki fiber post grubunun yarısında RelyX-U200 ve RelyX Ultimate kullanarak 4 ayrı grup oluşturmuştur. (SAP-UT, SAP-U2, CP-UT, CP-U2). Adeziv kopmaya bakıldığında SAP-UT grubunda %38, SAP-U2 grubunda %70 adeziv kopma görülmüştür. CP-UT grubu %59 görülürken CP-U2 grubunda %60 adeziv kopma görülmüştür. Dentin içinde koheziv kopmaya bakıldığında ise sadece %7 oranında SAP-UT grubunda görülmüştür diğer gruplarda karşılaşılmamıştır. Miks kopmaya bakıldığında SAP-UT'de %55, SAP-U2'de %30, CP-UT'de %41 ve CP-U2'de %40 miks kopma gözlenmiştir. Kök üçlüsüne göre, koronal üçlüde SAP'ta %35, CP'de %20 oranında miks kopma olmuştur. Orta ve apikal üçlülerde ise SAP ve CP arasında belirgin bir fark gözlenmemiştir. Bu bulgular SAP ve CP post sistemlerinin, kullanılan rezin simana ve kök bölgesine göre kopma türleri açısından farklı davranış sergileyebileceğini göstermektedir (26).

Alves ve ark. (136) yaptıkları çalışmada SAP ve konvansiyonel fiber postları yaşlandırmadan ve 6 aylık yaşlandırma uygulayarak bu 4 grubun bağlanma dayanımlarını push-out testi yaparak karşılaştırmıştır. Daha sonra ise kopma tiplerini karşılaştırmıştır. Yaşlandırılmayan grup için SAP grubu için koronal üçlüde en fazla görülen kopma türü %60 ile dentin siman arasındaki adeziv kopma ve %40 ile koheziv kopma olmuştur. Orta üçlüde ise %50 koheziv kopma, %30 dentin siman arasındaki adeziv kopma gözlenmiştir. Apikal üçlü içinse %70 dentin siman arasında adeziv kopma ve %30 koheziv kopma (dentinde) meydana gelmiştir. Konvansiyonel fiber post için ise koronal üçlüde %70 dentin siman arasında adeziv kopma ve %30 koheziv kopma gözlenmiştir. Orta üçlüde ise %60 dentin siman arasındaki adeziv kopma en fazla gözlenen kopma türüdür. Apikal üçlüde ise %40 dentin siman arası adeziv kopma ve %40 koheziv kopma gözlenmiştir. 6 ay yaşlandırılan gruplar içinse SAP grubunda ise koronal üçlüde %50 dentin siman arası ve

%30 post siman arası adeziv kopma meydana gelmiştir. Orta üçlüde ise %40 dentin siman arası adeziv kopma ve %30 miks kopma gözlenmiştir. Apikal üçlüde ise %80 dentin siman arası adeziv kopma en yüksek orandadır. Konvansiyonel fiber post grubu içinse koronal üçlüde %60 dentin siman arasında adeziv kopma ve %20 post siman arasında adeziv kopma gözlenmiştir. Orta üçlüde ise %80 dentin siman arasında adeziv kopma öne çıkmaktadır. Apikal üçlüde ise %80 oranında dentin siman arasında adeziv kopma gözlenmiştir. 6 ay sonunda, adeziv kopma oranı her iki post türünde de artış göstermektedir, özellikle dentin siman arasındaki adeziv kopmalar her üç kök bölgesinde de baskındır.

Bizim çalışmamızda ise kopma tiplerini belirlemek amacıyla, örnekler push-out testi tamamlandıktan sonra 40x büyütme kapasitesine sahip bir operasyon mikroskobu (iSee 9000; Woodpecker Tıbbi Cihazlar Şirketi, Guilin, Çin) ile incelenmiş ve gözlemlenen kopma tipleri kaydedilmiştir.

Koronal üçlüde kopma tipleri S grubu için dentin siman arası adeziv kopmalar %33, post siman arası adeziv kopma %33 ve koheziv kopma %34 oranında gerçekleşmiştir. S+Ç grubu için %60 dentin siman arası adeziv kopma, %7 post-siman arası adeziv kopma %7 miks kopma ve %26 koheziv kopma gözlenmiştir. P grubu içinse %73 dentin siman arası adeziv kopma ve %27 koheziv kopma izlenmiştir. P+Ç grubunda ise %47 dentin siman arası adeziv kopma %53 miks kopma izlenmiştir.

Orta üçlüde oluşan kopma tipleri S grubu için %67 dentin-siman arası adeziv kopma, %20 miks ve %13 koheziv kopma oranları görülmüştür. S+C grubu için %87 dentin-siman arası adeziv ve %13 miks kopma oranlarıyla dikkat çekmektedir. P grubu içinse %53 dentin-siman arası adeziv, %13 post-siman adeziv, %34 miks kopmalar gözlenmiştir. P+Ç grubu içinse %73 dentin-siman arası adeziv, %20 miks ve %7 post siman arası adeziv kopma oranları bulunmaktadır.

Apikal üçlüde oluşan kopma tipleri S grubunda %47 dentin-siman arası adeziv, %40 miks ve %13 koheziv kopmalar gözlenmiştir. S+Ç grubu %86 dentin-siman arası adeziv, %7 miks ve %7 koheziv kopma oranına sahiptir. P grubunda %53 dentin-siman adeziv, %47 miks kopma görülmüştür. P+Ç grubunda %73 dentin-siman arası adeziv ve %27 miks kopma gözlenmiştir.

Genel yorum ise koronal üçlüde fiber kılıf kullanılan gruplarda kopma tipleri dengeli dağılırken, fiber kılıf kulllanılmayan gruplarda daha yüksek oranda dentin siman

arası adeziv kopmalar öne çıkmaktadır. Bunun nedeni fiber kılıfın post boşluğuna uyum sağlayarak bağlanma dayanımına etkisini arttırması olabilir. Orta üçlüde ise fiber kılıf gruplarında daha yüksek dentin siman arası adeziv kopma gözlenirken, özellikle S+C grubunda %87'lik bir oran ile dentin siman arası adeziv kopma en baskın kopma türü olarak öne çıkmaktadır. Bu duruma rezin simanın orta bölgede ışıık ile polimerizasyonun tam olarak sağlanamaması düşünülebilir. Apikal üçlüde S ve S+Ç gruplarında dentin siman arası ve post siman arası adeziv arası kopma oranları yüksektir. Koheziv kopmaların sadece fiber kılıf kullanılan gruplarda görülmesi SAP sisteminin iki parçalı yapısı olduğundan olabilir. Fiber kılıf kullanılmayan gruplarda apikal bölgede miks kopmalar diğer bölgelere kıyasla daha belirgindir. Bu sonuçlar, fiber kılıf kullanılan örneklerin kök dentinine daha iyi bir uyum sağladığını ve kopma türlerini daha dengeli dağıttığını göstermektedir.

Bu çalışmanın limitasyonlarından biri gerçek dişlerin anatomik farklılıklarının standardizasyon zorluğu ve farklı dentin tübül yapısına sahip olabilme ihtimalidir. Bu çalışmada yaşlandırma prosedürü çiğneme simülatörü kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Çalışma bu yönüyle ağız ortamını en iyi taklit edebilecek laboratuvar ortamlarından birini kullanarak değerini vurgularken, yaşlandırma uygulaması PBS değerlerinde fiber kılıf kullanılmayan gruplarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmazken fiber kılıf gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmüştür. Bu durumu daha da doğrulamak için siklus sayısı arttırılabilir veya örnek sayısı çoğaltılabilir. Bu in-vitro çalışmada, aynı post sisteminin kendi içindeki bileşenlerinin karşılaştırılmasıyla, sistemde yer alan kılıf isimli yardımcı elemanın bağlanma dayanımı üzerindeki etkisinin daha objektif bir şekilde ortaya konulması amaçlanmıştır. Bu bağlamda, elde edilen verilerin gelecekte yapılacak araştırmalara rehberlik edeceği düşünülmektedir. Başka bir fiber post grubunun bu çalışmada yer almaması bir sınırlılık olarak değerlendirilebilirse de, çalışmanın temel amacı, yeni geliştirilen SAP sisteminin yenilikçi bir unsuru olan fiber kılıf bileşeninin bağlanma dayanımına etkisini incelemektir.

6. SONUÇLAR

Fiber kılıf kullanılan ve kullanılmayan SAP sisteminin kendi içerisinde bağlanma dayanımları ve kopma tiplerinin değerlendirildiği bu in-vitro çalışmada şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Fiber kılıf kullanılan SAP sistemi gruplarında (S ve S+Ç) kılıf kullanılmayan SAP sistemi gruplarına (P ve P+Ç) göre daha yüksek bağlanma dayanımı (PBS) değerleri gözlenmiştir.

2. Yaşlandırma uygulamalarının bağlanma dayanımını düşürdüğü görülmüştür fakat fiber kılıf kullanılmayan gruplarda istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken fiber kılıf kullanılan gruplarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmüştür.

3. Kopma tipleri karşılaştırıldığında en fazla kopma tip dentin siman arası adeziv kopma olmuştur.

4. Koheziv kopma sadece S ve S+Ç gruplarında rastlanmıştır.

Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar doğrultusunda fiber postların bağlanma dayanımını etkileyen birçok neden mevcuttur. Çalışmamızın sınırları dahilinde fiber postlara uygulanan yardımcı elemanların ve rezin siman miktarını olabildiğince azaltmanın bağlanma dayanımı (PBS) üzerinde pozitif etkisi vardır.

KAYNAKÇA

1. **Smidt A, Venezia E.** Techniques for immediate core buildup of endodontically treated teeth. *Quintessence Int.* **2003** Apr;34(4):258–68.
2. **Hudis SI, Goldstein GR.** Restoration of endodontically treated teeth: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* **1986** Jan;55(1):33–8.
3. **Torbjörner A, Karlsson S, Syverud M, Hensten-Pettersen A.** Carbon fiber reinforced root canal posts. Mechanical and cytotoxic properties. *Eur J Oral Sci.* **1996**;104(5–6):605–11.
4. **Boudrias P, Sakkal S, Petrova Y.** Anatomical post design meets quartz fiber technology: rationale and case report. *Compend Contin Educ Dent.* **2001** Apr;22(4):337–40, 342, 344 passim; quiz 350.
5. **Lamichhane A, Xu C, Zhang F qiang.** Dental fiber-post resin base material: a review. *J Adv Prosthodont.* **2014**;6(1):60.
6. **Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I.** Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent.* **2003** Dec;90(6):556–62.
7. **Sarkis-Onofre R, Amaral Pinheiro H, Poletto-Neto V, Bergoli CD, Cenci MS, Pereira-Cenci T.** Randomized controlled trial comparing glass fiber posts and cast metal posts. *J Dent.* **2020** May;96:103334.
8. **Sarkis-Onofre R, Fergusson D, Cenci MS, Moher D, Pereira-Cenci T.** Performance of Post-retained Single Crowns: A Systematic Review of Related Risk Factors. *J Endod.* **2017** Feb;43(2):175–83.
9. **Novis R, Leon B, França F, Turssi C, Basting R, Amaral F.** Push-out Bond Strength of Two Fiber Posts in Composite Resin Using Different Types of Silanization. *Oper Dent.* **2022** Mar 1;47(2):173–82.
10. **Soares PM, Morgan LE, Tonelli SQ, Limeira FI, Bruzinga FF, Seraidarian PI, et al.** Effect of Different Resin Cements on the Bond Strength of Custom-made Reinforced Glass Fiber Posts-A Push-out Study. *J Contemp Dent Pract.* **2021** Mar 1;22(3):219–23.
11. **Bertolini GR, Alves dos Santos GN, Paula-Silva FWG, Silva-Sousa AC, Roperto R, Sousa-Neto MD, et al.** Impact of the removal of filling material from the post space with ultrasonic insert and magnification with a surgical microscope on the bond strength and adhesive interface of multifilament fiberglass posts onto flat-oval root canals. *J Mech Behav Biomed Mater.* **2022** Aug;132:105264.
12. **Macedo VC, Faria e Silva AL, Marcondes Martins LR.** Effect of Cement Type, Relining Procedure, and Length of Cementation on Pull-out Bond Strength of Fiber Posts. *J Endod.* **2010** Sep;36(9):1543–6.
13. **Eid RY, Koken S, Baba NZ, Ounsi H, Ferrari M, Salameh Z.** Effect of Fabrication Technique and Thermal Cycling on the Bond Strength of CAD/CAM Milled Custom Fit Anatomical Post and Cores: An *In Vitro* Study. *Journal of Prosthodontics.* **2019** Oct 22;28(8):898–905.
14. **Chidoski-Filho JC, Camargo LP, Bittencourt BF, Reis A, Gomes OMM, Gomes JC, et al.** Influence of Alternative Restoration Technique with Different Composite Resins for Flared Root Reinforcement. *J Adhes Dent.* **2020**;22(4):353–63.

15. **Gomes GM, Rezende EC, Gomes OM, Gomes JC, Loguercio AD, Reis A.** Influence of the resin cement thickness on bond strength and gap formation of fiber posts bonded to root dentin. *J Adhes Dent.* **2014** Feb;16(1):71–8.
16. **Demiryürek EÖ, Külünk Ş, Yüksel G, Saraç D, Bulucu B.** Effects of Three Canal Sealers on Bond Strength of a Fiber Post. *J Endod.* **2010** Mar;36(3):497–501.
17. **Bakaus TE, Gruber YL, Reis A, Gomes OMM, Gomes GM.** Bond strength values of fiberglass post to flared root canals reinforced with different materials. *Braz Oral Res.* **2018** Mar 1;32:e13.
18. **Wu MK, Wesselink PR.** A primary observation on the preparation and obturation of oval canals. *Int Endod J.* **2001** Mar;34(2):137–41.
19. **Pereira RD, Brito-Júnior M, Leoni GB, Estrela C, de Sousa-Neto MD.** Evaluation of bond strength in single-cone fillings of canals with different cross-sections. *Int Endod J.* **2017** Feb 21;50(2):177–83.
20. **Machry R, Fontana P, Bohrer T, Valandro L, Kaizer O.** Effect of Different Surface Treatments of Resin Relined Fiber Posts Cemented With Self-adhesive Resin Cement on Push-out and Microtensile Bond Strength Tests. *Oper Dent.* **2020** Jul 1;45(4):E185–95.
21. **Libonati A, Di Taranto V, Gallusi G, Montemurro E, Campanella V.** CAD/CAM Customized Glass Fiber Post and Core With Digital Intraoral Impression: A Case Report. *Clin Cosmet Investig Dent.* **2020** Feb;Volume 12:17–24.
22. **Freitas TL de, Vitti RP, Miranda ME, Brandt WC.** Effect of Glass Fiber Post Adaptation on Push-Out Bond Strength to Root Dentin. *Braz Dent J.* **2019** Jul;30(4):350–5.
23. **Penteado MM, de Andrade GS, Araujo RM, Borges ALS, Valandro LF, Pereira GKR, et al.** Fatigue survival of endodontically treated teeth restored with different fiber-reinforced composite resin post strategies versus universal 2-piece fiber post system: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* **2023** Mar;129(3):456–63.
24. **Giannini M, Takagaki T, Bacelar-Sá R, Vermelho Pm, Ambrosano Gmb, Sadr A, et al.** Influence of resin coating on bond strength of self-adhesive resin cements to dentin. *Dent Mater J.* **2015**;34(6):822–7.
25. **Wang T, Liu C, Chao T, Chen T, Hu Y.** Risk factors for and the role of dental extractions in osteoradionecrosis of the jaws: A national-based cohort study. *Head Neck.* **2017** Jul 28;39(7):1313–21.
26. **Duarte Santos Lopes L, da Silva Pedrosa M, Beatriz Melo Oliveira L, Maria da Silva Costa S, Aguiar Santos Nogueira Lima L, Lucisano Botelho do Amaral F.** Push-out bond strength and failure mode of single adjustable and customized glass fiber posts. *Saudi Dent J.* **2021** Dec;33(8):917–22.
27. **Versiani MA, Pécora JD, de Sousa-Neto MD.** Flat-Oval Root Canal Preparation with Self-Adjusting File Instrument: A Micro-Computed Tomography Study. *J Endod.* **2011** Jul;37(7):1002–7.
28. **de C. Oliveira F, Denehy GE, Boyer DB.** Fracture resistance of endodontically prepared teeth using various restorative materials. *The Journal of the American Dental Association.* **1987** Jul;115(1):57–60.
29. **Fernandes AS, Dessai GS.** Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *Int J Prosthodont.* **2001**;14(4):355–63.

30. **Cheung W.** A review of the management of endodontically treated teeth. *The Journal of the American Dental Association.* **2005** May;136(5):611–9.
31. **Spazzin AO, Galafassi D, de Meira-Júnior AD, Braz R, Garbin CA.** Influence of Post and Resin Cement on Stress Distribution of Maxillary Central Incisors Restored with Direct Resin Composite. *Oper Dent.* **2009** Mar 1;34(2):223–9.
32. **Musikant BL, Deutsch AS.** Endodontic techniques defined by principles. *N Y State Dent J.* **2004** Apr;70(4):18–21.
33. **Torres-Sánchez C, Montoya-Salazar V, Córdoba P, Vélez C, Guzmán-Duran A, Gutierrez-Pérez JL, et al.** Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber reinforced posts and cast gold post and cores cemented with three cements. *J Prosthet Dent.* **2013** Aug;110(2):127–33.
34. **Ma PS, Nicholls JJ, Junge T, Phillips KM.** Load fatigue of teeth with different ferrule lengths, restored with fiber posts, composite resin cores, and all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* **2009** Oct;102(4):229–34.
35. **Pereira JR, de Ornelas F, Conti PCR, do Valle AL.** Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts. *J Prosthet Dent.* **2006** Jan;95(1):50–4.
36. **Aykent F, Kalkan M, Yucel MT, Ozyesil AG.** Effect of dentin bonding and ferrule preparation on the fracture strength of crowned teeth restored with dowels and amalgam cores. *J Prosthet Dent.* **2006** Apr;95(4):297–301.
37. **Thomson AD, Athanassiadis B, Kahler B, Walsh L.** Tooth discolouration: staining effects of various sealers and medicaments. *Aust Endod J.* **2012** Apr;38(1):2–9.
38. **Lenherr P, Allgayer N, Weiger R, Filippi A, Attin T, Krastl G.** Tooth discoloration induced by endodontic materials: a laboratory study. *Int Endod J.* **2012** Oct;45(10):942–9.
39. **Davis MC, Walton RE, Rivera EM.** Sealer distribution in coronal dentin. *J Endod.* **2002** Jun;28(6):464–6.
40. **Partovi M, Al-Havvaz AH, Soleimani B.** In vitro computer analysis of crown discolouration from commonly used endodontic sealers. *Aust Endod J.* **2006** Dec;32(3):116–9.
41. **Parirokh M, Torabinejad M.** Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part III: Clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *J Endod.* **2010** Mar;36(3):400–13.
42. **Eghbal MJ, Torabzadeh H, Bagheban AA, Shamszadeh S, Marvasti LA, Asgary S.** Color stability of mineral trioxide aggregate and calcium enriched mixture cement. *J Investig Clin Dent.* **2016** Nov;7(4):341–6.
43. **Watts A, Addy M.** Tooth discolouration and staining: a review of the literature. *Br Dent J.* **2001** Mar 24;190(6):309–16.
44. **Gürel MA, Kivanç BH, Ekici A, Alaçam T.** Evaluation of crown discoloration induced by endodontic sealers and colour change ratio determination after bleaching. *Aust Endod J.* **2016** Dec;42(3):119–23.
45. **Monga P, Sharma V, Kumar S.** Comparison of fracture resistance of endodontically treated teeth using different coronal restorative materials: An in vitro study. *J Conserv Dent.* **2009** Oct;12(4):154–9.

46. **Sterzenbach G, Franke A, Naumann M.** Rigid versus flexible dentine-like endodontic posts--clinical testing of a biomechanical concept: seven-year results of a randomized controlled clinical pilot trial on endodontically treated abutment teeth with severe hard tissue loss. *J Endod.* **2012** Dec;38(12):1557–63.
47. **McLean A.** Predictably restoring endodontically treated teeth. *J Can Dent Assoc.* **1998** Dec;64(11):782–7.
48. **Yikilgan I, Bala O.** How can stress be controlled in endodontically treated teeth? A 3D finite element analysis. *ScientificWorldJournal.* **2013**;2013:426134.
49. **Smith CT, Schuman NJ, Wasson W.** Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int.* **1998** May;29(5):305–12.
50. **Smith CT, Schuman N.** Prefabricated post-and-core systems: an overview. *Compend Contin Educ Dent.* **1998** Oct;19(10):1013–8, 1020; quiz 1022.
51. **Kwiatkowski S, Geller W.** A preliminary consideration of the glass-ceramic dowel post and core. *Int J Prosthodont.* **1989**;2(1):51–5.
52. **Pissis P.** Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* **1995**;7(5):83–94.
53. **Duret B, Reynaud M, Duret F.** [New concept of coronoradicular reconstruction: the Composipost (1)]. *Chir Dent Fr.* **1990** Nov 22;60(540):131-41 contd.
54. **Bolhuis P, de Gee A, Feilzer A.** Influence of fatigue loading on four post-and-core systems in maxillary premolars. *Quintessence Int.* **2004** Sep;35(8):657–67.
55. **Vano M, Goracci C, Monticelli F, Tognini F, Gabriele M, Tay FR, et al.** The adhesion between fibre posts and composite resin cores: the evaluation of microtensile bond strength following various surface chemical treatments to posts. *Int Endod J.* **2006** Jan;39(1):31–9.
56. **Toksavul S, Zor M, Toman M, Güngör MA, Nergiz I, Artunç C.** Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post-and-core applications. *Oper Dent.* **2006**;31(1):89–96.
57. **Gegauff AG.** Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post-cores and crowns. *J Prosthet Dent.* **2000** Aug;84(2):169–79.
58. **Robbins JW.** Guidelines for the restoration of endodontically treated teeth. *J Am Dent Assoc.* **1990** May;120(5):558, 560, 562 passim.
59. **Mortazavi V, Fathi M, Katiraei N, Shahnaseri S, Badrian H, Khalighinejad N.** Fracture resistance of structurally compromised and normal endodontically treated teeth restored with different post systems: An in vitro study. *Dent Res J (Isfahan).* **2012** Mar;9(2):185–91.
60. **Lloyd PM, Palik JF.** The philosophies of dowel diameter preparation: a literature review. *J Prosthet Dent.* **1993** Jan;69(1):32–6.
61. **Goodacre CJ, Spolnik KJ.** The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. Part I. Success and failure data, treatment concepts. *J Prosthodont.* **1994** Dec;3(4):243–50.
62. **DeSort KD.** The prosthodontic use of endodontically treated teeth: theory and biomechanics of post preparation. *J Prosthet Dent.* **1983** Feb;49(2):203–6.

63. **Fernandes AS, Dessai GS.** Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *Int J Prosthodont.* **2001**;14(4):355–63.
64. **Monticelli F, Toledano M, Tay FR, Cury AH, Goracci C, Ferrari M.** Post-surface conditioning improves interfacial adhesion in post/core restorations. *Dent Mater.* **2006** Jul;22(7):602–9.
65. **Mendoza DB, Eakle WS.** Retention of posts cemented with various dentinal bonding cements. *J Prosthet Dent.* **1994** Dec;72(6):591–4.
66. **Morgano SM, Rodrigues AHC, Sabrosa CE.** Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am.* **2004** Apr;48(2):vi, 397–416.
67. **Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I.** Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent.* **2003** Dec;90(6):556–62.
68. **Morgano SM, Milot P.** Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosthet Dent.* **1993** Jul;70(1):11–6.
69. **Schneider RL.** A one-appointment procedure for cast post and core restorations. *J Prosthet Dent.* **1994** Apr;71(4):420–2.
70. **Stewardson DA.** Non-metal post systems. *Dent Update.* **2001** Sep;28(7):326–32, 334, 336.
71. **Demarchi MG de A, Sato EFL.** Leakage of interim post and cores used during laboratory fabrication of custom posts. *J Endod.* **2002** Apr;28(4):328–9.
72. **Chapman KW, Worley JL, von Fraunhofer JA.** Retention of prefabricated posts by cements and resins. *J Prosthet Dent.* **1985** Nov;54(5):649–52.
73. **Halpern BG.** Restoration of endodontically treated teeth. A conservative approach. *Dent Clin North Am.* **1985** Apr;29(2):293–303.
74. **Musikant BL, Deutsch AS.** A new prefabricated post and core system. *J Prosthet Dent.* **1984** Nov;52(5):631–4.
75. **Assif D, Gorfil C.** Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* **1994** Jun;71(6):565–7.
76. **Bex RT, Parker MW, Judkins JT, Pelleu GB.** Effect of dentinal bonded resin post-core preparations on resistance to vertical root fracture. *J Prosthet Dent.* **1992** Jun;67(6):768–72.
77. **Dean JP, Jeansonne BG, Sarkar N.** In vitro evaluation of a carbon fiber post. *J Endod.* **1998** Dec;24(12):807–10.
78. **Gutmann JL.** The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* **1992** Apr;67(4):458–67.
79. **Ricketts DNJ, Tait CME, Higgins AJ.** Post and core systems, refinements to tooth preparation and cementation. *Br Dent J.* **2005** May 14;198(9):533–41.
80. **Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC.** Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. *J Prosthet Dent.* **1978** Apr;39(4):400–5.
81. **Standlee JP, Caputo AA, Holcomb JP.** The Dentatus screw: comparative stress analysis with other endodontic dowel designs. *J Oral Rehabil.* **1982** Jan;9(1):23–33.

82. **Ross RS, Nicholls JI, Harrington GW.** A comparison of strains generated during placement of five endodontic posts. *J Endod.* **1991** Sep;17(9):450–6.
83. **Mentink AG, Creugers NH, Hoppenbrouwers PM, Meeuwissen R.** Qualitative assessment of stress distribution during insertion of endodontic posts in photoelastic material. *J Dent.* **1998** Mar;26(2):125–31.
84. **Felton DA, Webb EL, Kanoy BE, Dugoni J.** Threaded endodontic dowels: effect of post design on incidence of root fracture. *J Prosthet Dent.* **1991** Feb;65(2):179–87.
85. **Standlee JP, Caputo AA, Holcomb J, Trabert KC.** The retentive and stress-distributing properties of a threaded endodontic dowel. *J Prosthet Dent.* **1980** Oct;44(4):398–404.
86. **Çalışkan MK.** Endodontide tanı ve tedaviler: *Nobel Tıp Kitabevleri*; **2006.** 2006.
87. **Zalkind M, Hochman N.** Esthetic considerations in restoring endodontically treated teeth with posts and cores. *J Prosthet Dent.* **1998** Jun;79(6):702–5.
88. **Schwartz RS, Robbins JW.** Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* **2004** May;30(5):289–301.
89. **Duret B, Reynaud M, Duret F.** [A new concept of corono-radicular reconstruction, the Composipost (2)]. *Chir Dent Fr.* **1990** Dec 6;60(542):69–77.
90. **Isidor F, Brøndum K, Ravnholt G.** The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont.* **1999**;12(1):78–82.
91. **Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T.** Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent.* **1999** May;27(4):275–8.
92. **Qualtrough AJE, Mannocci F.** Tooth-colored post systems: a review. *Oper Dent.* **2003**;28(1):86–91.
93. **Ferrari M, Vichi A, García-Godoy F.** Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent.* **2000** May;13(Spec No):15B-18B.
94. **Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A.** Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent.* **2005** Oct;94(4):321–9.
95. **Dietschi D, Romelli M, Goretti A.** Adaptation of adhesive posts and cores to dentin after fatigue testing. *Int J Prosthodont.* **1997**;10(6):498–507.
96. **Kurtz JS, Perdigão J, Geraldeli S, Hodges JS, Bowles WR.** Bond strengths of tooth-colored posts, effect of sealer, dentin adhesive, and root region. *Am J Dent.* **2003** Sep;16 Spec No:31A-36A.
97. **Isidor F, Odman P, Brøndum K.** Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont.* **1996**;9(2):131–6.
98. **Akgungor G, Akkayan B.** Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. *J Prosthet Dent.* **2006** May;95(5):368–78.
99. **Bateman G, Ricketts DNJ, Saunders WP.** Fibre-based post systems: a review. *Br Dent J.* **2003** Jul 12;195(1):43–8; discussion 37.

100. **Smith CT, Schuman NJ, Wasson W.** Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int.* **1998** May;29(5):305–12.
101. **Martínez-Insua A, da Silva L, Rilo B, Santana U.** Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent.* **1998** Nov;80(5):527–32.
102. **Perdigão J, Gomes G, Lee IK.** The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. *Dent Mater.* **2006** Aug;22(8):752–8.
103. **Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E.** Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent.* **2003** Apr;89(4):360–7.
104. **Sirimai S, Riis DN, Morgano SM.** An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-coresystems. *J Prosthet Dent.* **1999** Mar;81(3):262–9.
105. **Akkayan B, Gülmez T.** Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent.* **2002** Apr;87(4):431–7.
106. **Fredriksson M, Astbäck J, Pamenius M, Arvidson K.** A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent.* **1998** Aug;80(2):151–7.
107. **Purton DG, Payne JA.** Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence Int.* **1996** Feb;27(2):93–7.
108. **Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M.** Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater.* **2002** Dec;18(8):596–602.
109. **Çakmakçioğlu, A., & Aktepe, A.** (2003). Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerin Post Sistemiyle Restorasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **2003**(1).
110. **Erman G.** Fiber ile desteklenmiş kompozit rezin postcore restorasyonların, diagonal kuvvetler karşısındaki dayanıklılığının in-vitro incelenmesi. *Hacettepe Ü Diş Hek Fak Doktora Tezi.* **2001**.
111. **Behr M, Rosentritt M, Lang R, Handel G.** Flexural properties of fiber reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. *J Dent.* **2000** Sep;28(7):509–14.
112. **Galhano GA, Valandro LF, de Melo RM, Scotti R, Bottino MA.** Evaluation of the flexural strength of carbon fiber-, quartz fiber-, and glass fiber-based posts. *J Endod.* **2005** Mar;31(3):209–11.
113. **Goracci C, Raffaelli O, Monticelli F, Balleri B, Bertelli E, Ferrari M.** The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without post-silanization. *Dent Mater.* **2005** May;21(5):437–44.
114. **Ishida H.** Structural gradient in the silane coupling agent layers and its influence on the mechanical and physical properties of composites. Molecular characterization of composite interfaces: *Springer*; **1985**. p. 25-50. 25–50 p.
115. **Novais VR, Quagliatto PS, Bona A Della, Correr-Sobrinho L, Soares CJ.** Flexural modulus, flexural strength, and stiffness of fiber-reinforced posts. *Indian J Dent Res.* **2009**;20(3):277–81.
116. **Mannocci F, Sherriff M, Watson TF.** Three-point bending test of fiber posts. *J Endod.* **2001** Dec;27(12):758–61.

117. **Garoushi SK, Shinya A, Shinya A, Vallittu PK.** Fiber-reinforced onlay composite resin restoration: a case report. *J Contemp Dent Pract.* **2009** Jul 1;10(4):104–10.
118. **Stockton LW.** Factors affecting retention of post systems: a literature review. *J Prosthet Dent.* **1999** Apr;81(4):380–5.
119. **Torbjörner A, Fransson B.** A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont.* **2004**;17(3):369–76.
120. **Love RM, Purton DG.** The effect of serrations on carbon fibre posts-retention within the root canal, core retention, and post rigidity. *Int J Prosthodont.* **1996**;9(5):484–8.
121. **Purton DG, Love RM.** Rigidity and retention of carbon fibre versus stainless steel root canal posts. *Int Endod J.* **1996** Jul;29(4):262–5.
122. **Goldberg AJ, Burstone CJ.** The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater.* **1992** May;8(3):197–202.
123. **Lassila LVJ, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK.** Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater.* **2004** Jan;20(1):29–36.
124. **Vallittu PK, Ekstrand K.** In vitro cytotoxicity of fibre-polymethyl methacrylate composite used in dentures. *J Oral Rehabil.* **1999** Aug;26(8):666–71.
125. **Yazdanie N, Mahood M.** Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *J Prosthet Dent.* **1985** Oct;54(4):543–7.
126. **Vallittu PK.** A review of fiber-reinforced denture base resins. *J Prosthodont.* **1996** Dec;5(4):270–6.
127. **Anderson RS, Anderson SP.** Geomorphology: the mechanics and chemistry of landscapes: *Cambridge University Press*; **2010**:187.
128. **Eskitaşcioğlu G, Belli S, Kalkan M.** Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *J Endod.* **2002** Sep;28(9):629–33.
129. **Hull D, Clyne TW.** An introduction to composite materials: *Cambridge university press*; **1996**:182.
130. **Shetty N.** Types of Post and Core Systems. *J Int Oral Health.* **2016**;8:1136- 36. In.
131. **Soares CJ, Mitsui FHO, Neto FH, Marchi GM, Martins LRM.** Radiodensity evaluation of seven root post systems. *Am J Dent* [Internet]. **2005** Feb;18(1):57–60. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15810483>
132. **Hornbrook DS, Hastings JH.** Use of bondable reinforcement fiber for post and core build-up in an endodontically treated tooth: maximizing strength and aesthetics. *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD.* **1995**;7(5):33- 42; quiz 4. 1995;
133. **Ladizesky NH, Ho CF, Chow TW.** Reinforcement of complete denture bases with continuous high performance polyethylene fibers. *J Prosthet Dent.* **1992** Dec;68(6):934–9.
134. **Aşçı SK.** Endodonti. *Quintessence Yayıncılık*, İstanbul, syf. **2014**:415-37.
135. **Akkayan B, Caniklioglu B.** Resistance to fracture of crowned teeth restored with different post systems. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* **1998** Mar;6(1):13–8.

136. **Alves Dos Santos GN, Silva-Sousa YTC, Alonso ALL, Souza-Gabriel AE, Silva-Sousa AC, Lopes-Olhê FC, et al.** Evaluation of the push-out bond strength of an adjustable fiberglass post system to an endodontically treated oval root canal. *Dent Mater J.* **2023** Aug 2;42(4):532–41.
137. **Bergenholtz G, Hörsted-Bindslev P, Reit C.** Textbook of endodontology: *John Wiley & Sons; 2013.*
138. **Kaplowitz GJ.** Evaluation of gutta-percha solvents. *J Endod.* **1990** Nov;16(11):539–40.
139. **Abou-Rass M.** Post and core restoration of endodontically treated teeth. *Curr Opin Dent [Internet].* **1992** Jun;2:99–107. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1520948>
140. **Alaçam T, Görgül G, Ömürlü H.** Eğri Kök Kanallarının Biyomekanik Preparasyonlarında Açılal Değişimler. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 8(2):45-50.
141. **Ingle J, Bakland L.** *Endodontics (5th edn).* BC Decker, Hamilton. **2002.**
142. **Hiltner RS, Kulild JC, Weller RN.** Effect of mechanical versus thermal removal of gutta-percha on the quality of the apical seal following post space preparation. *J Endod.* **1992** Sep;18(9):451–4.
143. **Morgano SM, Brackett SE.** Foundation restorations in fixed prosthodontics: Current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent.* **1999** Dec;82(6):643–57.
144. **Smith D.** Dental cements. Current status and future prospects. *Dental Clinics of North America.* **1983**;27(4):763-92.
145. **Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A.** Rezin ve seramik esaslı inley-onley sistemleri" İleri restorasyon teknikleri. Baskı Ankara, *Polat Yayınları.* **1998**:309-40.
146. **Wassell RW, Barker D, Steele JG.** Crowns and other extra-coronal restorations: Try-in and cementation of crowns. *Br Dent J.* **2002** Jul 13;193(1):17–28.
147. **Francisconi LF, Scaffa PMC, de Barros VR dos SP, Coutinho M, Francisconi PAS.** Glass ionomer cements and their role in the restoration of non-carious cervical lesions. *J Appl Oral Sci.* **2009**;17(5):364–9.
148. **Bahsi E, Sagmak S, Dayi B, Cellik O, Akkus Z.** The evaluation of microleakage and fluoride release of different types of glass ionomer cements. *Niger J Clin Pract.* **2019** Jul;22(7):961–70.
149. **Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A.** Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* **2010**;120(11):972–86.
150. **Olmos-Olmos G, Teutle-Coyotecatl B, Román-Mendez CD, Carrasco-Gutiérrez R, González-Torres M, Contreras-Bulnes R, et al.** The influence of light-curing time on fluoride release, surface topography, and bacterial adhesion in resin-modified glass ionomer cements: AFM and SEM in vitro study. *Microsc Res Tech.* **2021** Aug;84(8):1628–37.
151. **Aldhafyan M, Silikas N, Watts DC.** Influence of curing modes on thermal stability, hardness development and network integrity of dual-cure resin cements. *Dent Mater.* **2021** Dec;37(12):1854–64.
152. **Gultekin P, Pak Tunc E, Ongul D, Turp V, Bultan O, Karataşlı B.** Curing efficiency of dual-cure resin cement under zirconia with two different light curing units. *J Istanbul Univ Fac Dent.* **2015**;49(2):8–16.

153. **Yoshikawa T, Sadr A, Tagami J.** μ CT-3D visualization analysis of resin composite polymerization and dye penetration test of composite adaptation. *Dent Mater J.* **2018** Jan 30;37(1):71–7.
154. **Perdigao J.** Fundamental concept of enamel and dentin adhesion. Ed. Roberson, TM, Heymann, HO, Swift, EJ. *Sturdevant's art and science of operative dentistry Fifth ed* Missouri, Mosby Inc, **2006**.
155. **Dayangaç B.** Kompozit rezin restorasyonlar. *Güneş Kitabevi*, **2000**. 2000.
156. **Teixeira Fb, Teixeira Ecn, Thompson J, Leinfelder Kf, Trope M.** Dentinal Bonding Reaches the Root Canal System. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* **2004** Nov 30;16(6):348–54.
157. **Jäggi M, Karlin S, Zitzmann NU, Rohr N.** Shear bond strength of universal adhesives to human enamel and dentin. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* **2024** May 3;36(5):804–12.
158. **Della Bona A, van Noort R.** Shear vs. Tensile Bond Strength of Resin Composite Bonded to Ceramic. *J Dent Res.* **1995** Sep 8;74(9):1591–6.
159. **Collares FM, Portella FF, Rodrigues SB, Celeste RK, Leitune VCB, Samuel SMW.** The influence of methodological variables on the push-out resistance to dislodgement of root filling materials: a meta-regression analysis. *Int Endod J.* **2016** Sep;49(9):836–49.
160. **Loxley EC, Liewehr FR, Buxton TB, McPherson JC.** The effect of various intracanal oxidizing agents on the push-out strength of various perforation repair materials. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology.* **2003** Apr;95(4):490–4.
161. **Tibbetts VR, Schnell RJ, Swartz ML, Phillips RW.** Thermal Diffusion Through Amalgam and Cement Bases: Comparison of In Vitro and In Vivo Measurements. *J Dent Res.* **1976** May 9;55(3):441–51.
162. **Boehm RF.** Thermal Environment of Teeth During Open-Mouth Respiration. *J Dent Res.* **1972** Jan 8;51(1):75–8.
163. **Gale MS, Darvell BW.** Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* **1999** Feb;27(2):89–99.
164. **Kitasako Y, Nakajima M, Pereira PNR, Okuda M, Sonoda H, Otsuki M, et al.** Monkey pulpal response and microtensile bond strength beneath a one-application resin bonding system in vivo. *J Dent.* **2000** Mar;28(3):193–8.
165. **De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, et al.** Four-year Water Degradation of Total-etch Adhesives Bonded to Dentin. *J Dent Res.* **2003** Feb 13;82(2):136–40.
166. **Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Tay FR, Kaga M, Kudou Y, et al.** Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. *J Biomed Mater Res.* **2002** Jan 31;63(3):306–11.
167. **Frankenberger R, Pashley DH, Reich SM, Lohbauer U, Petschelt A, Tay FR.** Characterisation of resin–dentine interfaces by compressive cyclic loading. *Biomaterials.* **2005** May;26(14):2043–52.

168. **Frankenberger R, Tay FR.** Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dental Materials*. **2005** May;21(5):397–412.
169. **Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M.** In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials*. **2012** Apr;28(4):449–56.
170. **Kern M, Douglas WH, Fechtig T, Strub JR, DeLong R.** Fracture strength of all-porcelain, resinbonded bridges after testing in an artificial oral environment. *J Dent*. **1993** Apr;21(2):117–21.
171. **Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Dan H, Azuma T, Karita K.** Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Arch Oral Biol*. **2004** Oct;49(10):805–16.
172. **Bates Jf, Stafford Gd, Harrison A.** Masticatory function—a review of the literature. *J Oral Rehabil*. **1976** Jan 8;3(1):57–67.
173. **Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van 'T Hof MA, Witter DJ, Kalk W, et al.** Biting and Chewing in Overdentures, Full Dentures, and Natural Dentitions. *J Dent Res*. **2000** Jul 8;79(7):1519–24.
174. **Morneburg, T.R. and Proschel, P.A. (2002).** Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont*, 15(1), 20-7.
175. **Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME.** In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent*. **2001** Jun;85(6):551–7.
176. **Raabe D, Alemzadeh K, Harrison AJL, Ireland AJ.** The chewing robot: A new biologically-inspired way to evaluate dental restorative materials. In: *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE*; **2009**. p. 6050–3.
177. **Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M.** In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental Materials*. **2009** Apr;25(4):494–9.
178. **Heintze S, Zellweger G, Cavalleri A, Ferracane J.** Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Dental Materials*. **2006** Feb;22(2):166–75.
179. **Wassell RW, McCabe JE, Walls AWG.** A Two-body Frictional Wear Test. *J Dent Res*. **1994** Sep 8;73(9):1546–53.
180. **Jung YS, Lee JW, Choi YJ, Ahn JS, Shin SW, Huh JB.** A study on the *in-vitro* wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont*. **2010**;2(3):111.
181. **Ayad MF, Bahannan SA, Rosenstiel SF.** Influence of irrigant, dowel type, and root-reinforcing material on fracture resistance of thin-walled endodontically treated teeth. *J Prosthodont*. **2011** Apr;20(3):180–9.
182. **Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R.** Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *J Prosthet Dent*. **1997** Jul;78(1):10–4.
183. **Kanzler Abdel Raouf V, Jockusch J, Al-Haj Husain N, Dydyk N, Özcan M.** Push-Out Bond Strength Assessment of Different Post Systems at Different Radicular Levels of Endodontically Treated Teeth. *Materials (Basel)*. **2022** Jul 24;15(15).

184. **Guimarães M de S, Bueno CE da S, Martin AS de, Fontana CE, Pelegriane RA, Pinheiro SL, et al.** In Vitro Evaluation of Bond Strength to Dentin of Two Post Systems: Computer-aided Design and Computer-aided Manufacturing Fiber Posts vs Splendor Single Adjustable Post. *J Contemp Dent Pract.* **2022** Apr 1;23(4):388–92.
185. **Kole S, Ergun G.** Bond strength of various post-core restorations with different lengths and diameters following cycle loading. *J Mech Behav Biomed Mater.* **2023** Jun;142:105804.
186. **Cheniski DA, Freire A, Camargo ES, da Costa RG, de Souza EM, Rached RN.** Bond strength of prefabricated and CAD-CAM milled glass fiber post-and-cores luted with conventional, universal, and self-adhesive composite resin cement. *J Prosthet Dent.* **2024** Feb;131(2):251.e1-251.e7.
187. **Baldea B, Furtos G, Antal M, Nagy K, Popescu D, Nica L.** Push-out bond strength and SEM analysis of two self-adhesive resin cements: An in vitro study. *J Dent Sci.* **2013** Sep;8(3):296–305.
188. **Pereira JR, Pamato S, Santini MF, Porto VC, Ricci WA, Só MVR.** Push-out bond strength of fiberglass posts cemented with adhesive and self-adhesive resin cements according to the root canal surface. *Saudi Dent J.* **2021** Jan;33(1):22–6.
189. **Claudia Mazzitelli, Francesca Monticelli.** Evaluation of the push-out bond strength of self-adhesive resin cements to fiber posts.
190. **Jouhar R.** Effect of Sonic Activation on Push-Out Bond Strength of Fiber Post: An In Vitro Study. *Materials.* **2021** Sep 3;14(17):5038.
191. **Turp V, Sen D, Tuncelli B, Özcan M.** Adhesion of 10-MDP containing resin cements to dentin with and without the etch-and-rinse technique. *J Adv Prosthodont.* **2013**;5(3):226.
192. **De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al.** A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.* **2005** Feb;84(2):118–32.
193. **Van Landuyt KL, Peumans M, Fieuws S, De Munck J, Cardoso M V, Ermis RB, et al.** A randomized controlled clinical trial of a HEMA-free all-in-one adhesive in non-carious cervical lesions at 1 year. *J Dent.* **2008** Oct;36(10):847–55.
194. **Yoshihara K, Yoshida Y, Hayakawa S, Nagaoka N, Irie M, Ogawa T, et al.** Nanolayering of phosphoric acid ester monomer on enamel and dentin. *Acta Biomater.* **2011** Aug;7(8):3187–95.
195. **Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Yoshioka M, Snauwaert J, Abe Y, et al.** Adhesion to and decalcification of hydroxyapatite by carboxylic acids. *J Dent Res.* **2001** Jun;80(6):1565–9.
196. **Macedo RG, Verhaagen B, Wesselink PR, Versluis M, van der Sluis LWM.** Influence of refreshment/activation cycles and temperature rise on the reaction rate of sodium hypochlorite with bovine dentine during ultrasonic activated irrigation. *Int Endod J.* **2014** Feb;47(2):147–54.
197. **Farina AP, Chiela H, Carlini-Junior B, Mesquita MF, Miyagaki DC, Randi Ferraz CC, et al.** Influence of Cement Type and Relining Procedure on Push-Out Bond Strength of Fiber Posts after Cyclic Loading. *Journal of Prosthodontics.* **2016** Jan 10;25(1):54–60.
198. **Cecchin D, Giacomini M, Farina AP, Bhering CL, Mesquita MF, Ferraz CC.** Effect of chlorhexidine and ethanol on push-out bond strength of fiber posts under cyclic loading. *J Adhes Dent.* **2014** Feb;16(1):87–92.

199. **Soares CJ, Santana FR, Castro CG, Santos-Filho PCF, Soares P V., Qian F, et al.** Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: Comparison between microtensile and push-out tests. *Dental Materials*. **2008** Oct;24(10):1405–11.
200. **Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, et al.** The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci*. **2004** Aug 26;112(4):353–61.
201. **Mastoras K, Vasiliadis L, Koulaouzidou E, Gogos C.** Evaluation of Push-out Bond Strength of Two Endodontic Post Systems. *J Endod*. **2012** Apr;38(4):510–4.
202. **Wang V, Chen Y, Yip K, Smales R, Meng Q, Chen L.** Effect of two fiber post types and two luting cement systems on regional post retention using the push-out test. *Dental Materials*. **2008** Mar;24(3):372–7.
203. **Silva E, Pereira C, Limeira F, Affonso P, Moreira A, Magalhães C.** Bond strength according to the moment of fiber post cutting fixed with self-adhesive cement to the root dentin. *J Clin Exp Dent*. **2021** Jan;13(1):e56–60.
204. **Kalkan M, Usumez A, Ozturk AN, Belli S, Eskitascioglu G.** Bond strength between root dentin and three glass-fiber post systems. *J Prosthet Dent*. **2006** Jul;96(1):41–6.
205. **Ordinola-Zapata R, Bramante CM, Graeff MSZ, del Carpio Perochena A, Vivan RR, Camargo EJ, et al.** Depth and percentage of penetration of endodontic sealers into dentinal tubules after root canal obturation using a lateral compaction technique: a confocal laser scanning microscopy study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. **2009** Sep;108(3):450–7.
206. **Zaniboni JF, Silva AM, Fernández E, de Melo Alencar C, Morais JMP, de Campos EA, et al.** Temporary cement residues affect the bond strength and dentin penetration of self-adhesive resin cement in fiberglass post cementation. *Microsc Res Tech*. **2021** Oct;84(10):2351–60.
207. **Penelas AG, Piedade VM, Borges ACO da S, Poskus LT, da Silva EM, Guimarães JGA.** Can cement film thickness influence bond strength and fracture resistance of fiber reinforced composite posts? *Clin Oral Investig*. **2016** May;20(4):849–55.
208. **Haralur SB, Al Ahmari MA, AlQarni SA, Althobati MK.** The Effect of Intraradicular Multiple Fiber and Cast Posts on the Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth with Wide Root Canals. *Biomed Res Int*. **2018** Aug 15;2018:1–6.

ÖZGEÇMİŞ

Lise öğrenimini Ortaca Anadolu Lisesi'nde 2013 yılında tamamladı. İstanbul Medipol Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne 2014 yılında başladı ve 2020 yılında aynı okuldan mezun oldu. Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine 2021 yılında başladı.



EKLER

Ek 1. Etik Kurul Kararı

T.C. ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Toplantı Sayısı		Tarih
131		10 Mart 2023

KARAR NO 20- Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda Prof. Dr. [] yönetiminde, Araş. Gör. Dt. Eren Var tarafından yürütülmesi öngörülen, "Aşırı Harabiyet Gösteren Kök Kanallarında Single Adjustable Post Sisteminin Kullanılmasının Bağlanma Dayanımına Etkisi" başlıklı diş hekimliğinde uzmanlık tez projesi araştırma etiği yönünden değerlendirildi. Toplantıya katılan üyelerin oybirliğiyle uygun olduğuna karar verildi.

BAŞKAN	Prof Dr Tıp Tarihi ve Etik Anabilim Dalı
ÜYELER	Prof Dr Tıbbi Biyoloji Anabilim Dalı
	Prof Dr Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı
	Prof Dr Biyostatistik Anabilim Dalı
	Prof Dr Genel Cerrahi Anabilim Dalı
	Doç Dr Anesteziyoloji ve Reanimasyon Anabilim Dalı
	Doç Dr Göğüs Hastalıkları Anabilim Dalı
	Av Hukukçu Üye
	Dr Kurum Dışı Üye

Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlık Binası, Balcalı 01330 Adana
Telefon: 0322 338 60 60 dahili 3465, Faks: 0322 338 67 22

Ek-2. Akademik Kurul Kararı

Ç.Ü. DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ ENDODONTİ ANABİLİM DALI AKADEMİK KURUL KARARI

TOPLANTI SAYISI	KARAR SAYISI	TOPLANTI TARİHİ
4	1	28.02.2023

Anabilim Dalımız Akademik Kurulu Prof. Dr. 'ın başkanlığında toplanarak aşağıdaki kararları almıştır.

KARAR NO-1) Anabilim Dalımız Öğretim Elemanlarından Prof. Dr. yönetiminde Arş.Gör.Dt. Eren VAR tarafından yürütülmesi öngörülen "Aşırı Harabiyet Gösteren Kök Kanallarında Single Adjustable Post Sisteminin Kullanılmasının Bağlanma Dayanımına Etkisi" başlıklı uzmanlık tez çalışmasının, Ç.Ü.Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nda görüşülmesine, gereği için Dekanlık Makamına sunulmasına oybirliği ile karar verildi.